

Université de Montréal

Évaluation *in vitro* de la résistance au glissement des fils orthodontiques esthétiques  
en acier inoxydable

par

Frédéric Lavoie

Faculté de médecine dentaire

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de  
Maître ès sciences (M.Sc.)  
en médecine dentaire, option orthodontie  
Février, 2005

© Frédéric Lavoie, 2005





## **AVIS**

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

## **NOTICE**

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Évaluation *in vitro* de la résistance au glissement des fils orthodontiques esthétiques  
en acier inoxydable

présenté par :  
Frédéric Lavoie

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr Claude Remise  
Dr Daniel Fortin  
Dr Jean-Charles Létourneau  
Dr Daniel Kandelman

Mémoire accepté le : .....

## SOMMAIRE

---

L'esthétique étant l'un des principaux objectifs d'un traitement orthodontique, les patients désirent porter des boîtiers et des fils les moins apparents possibles. L'utilisation des boîtiers en céramique blanche ou transparente, qui sont sur le marché depuis déjà plusieurs années, est aujourd'hui très répandue. Plus récemment, les compagnies orthodontiques ont commencé à commercialiser des fils métalliques à coloration esthétique blanche.

La première partie de cette étude a comparé la résistance au glissement des fils orthodontiques esthétiques dans la lumière de boîtiers en céramique, selon différentes inclinaisons de deuxième ordre. Cinq catégories fils esthétiques en acier inoxydable ont été comparées à un fil contrôle en acier inoxydable conventionnel. Les tests ont été exécutés avec deux coupes transversales différentes : 0,018" x 0,025" et 0,019" x 0,025". La résistance au glissement a été évaluée à l'aide d'un Instron Universal Testing Machine 4201 et d'un montage sans friction qui simule une fermeture d'espace lors de mécaniques de glissement. Les mesures frictionnelles ont été obtenues selon trois différents angles de boîtiers (deuxième ordre) : 0°, 3° et 4,5°. La seconde partie du projet a évalué subjectivement le comportement du revêtement esthétique de ces fils à l'aide de la microscopie électronique à balayage.

Les résultats démontrent que l'épaisseur du revêtement esthétique influence grandement la force normale appliquée par la ligature. En configuration passive et active, la résistance au glissement varie différemment selon le type de revêtement en question. Elle peut être plus élevée ou plus basse que la résistance produite par les fils conventionnels en acier inoxydable. En configuration active, le rôle du phénomène de bandage éclipse celui de la friction classique et par le fait même, le rôle de la rugosité de surface.

Mots clés : orthodontie, fils esthétiques, friction, résistance au glissement, biomécanique.

## ABSTRACT

---

The demand for esthetic orthodontic treatment is continuously increasing and, consequently, the materials used are in constant evolution. The use of ceramic brackets is widespread in today's orthodontic practices and, recently, companies have commercialized tooth-colored metallic wires.

The first part of this study compared the resistance to sliding of tooth-colored stainless steel wires in the slot of ceramic brackets with various second order angulations. We tested five stainless steel esthetic wires against one conventional stainless steel wire as control. The tests were made with two different wire sizes: 0.018" x 0.025" and 0.019" x 0.025". We evaluated the resistance to sliding using an Instron Universal Testing Machine and a frictionless assembly that simulates space closure using sliding mechanics. The frictional measurements were obtained at three different bracket angulations: 0°, 3° and 4.5°. The aim of the second part of this project was to subjectively evaluate the effect of the different coatings using the scanning electron microscopy.

The results demonstrate that the thickness of the esthetic coating greatly influences the normal force applied by the ligature. In both the passive and active configurations, the resistance to sliding varies according to the type of coating being tested. It can be superior or inferior to the resistance produced by conventional stainless steel wires. In the active configuration, binding exceeds the effect of classical friction and surface roughness.

Key words: Orthodontics, esthetic wires, friction, sliding resistance, biomechanics.

## TABLE DES MATIÈRES

---

|   |            |
|---|------------|
| <b>SOMMAIRE.....</b>  | <b>III</b> |
| <b>ABSTRACT .....</b>   | <b>IV</b>  |
| <b>LISTE DES TABLEAUX .....</b>   | <b>VII</b> |
| <b>LISTE DES FIGURES .....</b>  | <b>IX</b>  |
| <b>LISTE DES SIGLES ET DES ABRÉVIATIONS .....</b>                                 | <b>XII</b> |
| <b>REMERCIEMENTS.....</b>   | <b>XIV</b> |
| <b>1. INTRODUCTION.....</b>   | <b>2</b>   |
| <b>2. REVUE DE LA LITTÉRATURE.....</b>  | <b>5</b>   |
| 2.1 MOUVEMENTS DENTAIREs ORTHODONTIQUES .....                                     | 5          |
| 2.2 FORCE OPTIMALE .....  | 6          |
| 2.3 PHASES DE TRAITEMENT EN ORTHODONTIE.....                                      | 12         |
| 2.4 ACIER INOXYDABLE .....  | 13         |
| 2.5 FRICTION.....   | 16         |
| 2.5.1 Définition de la friction mécanique .....                                   | 16         |
| 2.5.2 Friction en orthodontie.....  | 18         |
| 2.6 ORTHODONTIE ESTHÉTIQUE .....  | 24         |
| 2.6.1 Fil esthétique Optiflex®.....   | 26         |
| 2.6.2 Fils FRP ou Fiber-Reinforced Polymer.....                                   | 28         |
| 2.6.3 FRC ou Fiber-Reinforced Composite.....                                      | 30         |
| 2.7 ÉTUDES <i>IN VITRO</i> RÉCENTES SUR LES FILS ORTHODONTIQUES ESTHÉTIQUES ..... | 31         |
| <b>3. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE .....</b>  | <b>36</b>  |
| <b>4. TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE .....</b>   | <b>38</b>  |
| 4.1 MATÉRIEL ET MÉTHODES .....  | 38         |
| 4.1.1 Échantillon de fils orthodontiques.....                                     | 38         |
| 4.1.2 Boîtiers orthodontiques esthétiques.....                                    | 41         |
| 4.1.3 Les tests de friction .....   | 42         |
| 4.1.3.1 Préparation des échantillons.....   | 42         |
| 4.1.3.2 Moyen de ligature .....   | 46         |
| 4.1.3.3 Montage .....   | 46         |
| 4.1.3.4 Exécution des tests .....   | 50         |

|   |            |
|---|------------|
| 4.1.4 Microscopie électronique à balayage ( <i>Scanning Electron Microscopy - SEM</i> ) ..... | 54         |
| 4.1.4.1 Préparation des échantillons et paramètres .....                                      | 54         |
| 4.1.5 Analyse statistique .....   | 54         |
| 4.1.6 Sources d'erreurs .....   | 55         |
| <b>5. DESCRIPTION DES RÉSULTATS.....</b>  | <b>58</b>  |
| 5.1 TESTS DE RÉSISTANCE AU GLISSEMENT .....   | 58         |
| 5.1.1 Fils 0,018" x 0,025" .....  | 64         |
| 5.1.1.1 Boîtier Clarity™ .....  | 64         |
| 5.1.1.2 Boîtier Invu™ .....   | 66         |
| 5.1.2 Fils 0,019" x 0,025" .....  | 67         |
| 5.1.2.1 Boîtier Clarity™ .....  | 68         |
| 5.1.2.2 Boîtier Invu™ .....   | 69         |
| 5.2 MICROSCOPIE ÉLECTRONIQUE À BALAYAGE ( <i>SCANNING ELECTRON MICROSCOPY - SEM</i> ) .....   | 72         |
| <b>6. DISCUSSION DES RÉSULTATS .....</b>  | <b>81</b>  |
| 6.1 CONFIGURATION PASSIVE .....   | 83         |
| 6.2 CONFIGURATION ACTIVE.....   | 87         |
| 6.3 COMBINAISONS FIL / BOÎTIER PERFORMANTES .....   | 91         |
| 6.4 SIGNIFICATION CLINIQUE .....  | 92         |
| <b>7. CONCLUSIONS .....</b>   | <b>96</b>  |
| <b>8. BIBLIOGRAPHIE.....</b>  | <b>100</b> |



## LISTE DES TABLEAUX

---

|  |    |
|--|----|
| <i>TABLEAU I : FORCES OPTIMALES POUR UN MOUVEMENT DENTAIRE ORTHODONTIQUE (PROFFIT, 2000). ....</i>   | 9  |
| <i>TABLEAU II : FORCES OPTIMALES POUR UNE TRANSLATION DANS UN SYSTÈME SANS FRICTION (MACEWAN).<br/>.....</i>   | 10 |
| <i>TABLEAU III : FILS ORTHODONTIQUES À L'ÉTUDE.....</i>  | 39 |
| <i>TABLEAU IV : DIMENSIONS DES FILS 0,018" x 0,025" PUBLIÉES PAR LES COMPAGNIES ORTHODONTIQUES.</i>  | 40 |
| <i>TABLEAU V: DIMENSIONS DES FILS 0,019" x 0,025" PUBLIÉES PAR LES COMPAGNIES ORTHODONTIQUES. .</i>  | 40 |
| <i>TABLEAU VI : DIMENSIONS RÉELLES DES FILS 0,018" x 0,025". ....</i>  | 40 |
| <i>TABLEAU VII : DIMENSIONS RÉELLES DES FILS 0,019" x 0,025". ....</i>   | 40 |
| <i>TABLEAU VIII : BOÎTIERS ORTHODONTIQUES UTILISÉS POUR L'ÉTUDE.....</i>   | 41 |
| <i>TABLEAU IX : MOYENNES ET ÉCART-TYPES DE LA RÉSISTANCE AU GLISSEMENT (EN NEWTONS) AVEC LES FILS<br/>0,018" x 0,025" ET AVEC LE BOÎTIER CLARITY<sup>TM</sup>, SELON LES TROIS DIFFÉRENTES ANGULATIONS. ....</i> | 58 |
| <i>TABLEAU X : MOYENNES ET ÉCART-TYPES DE LA RÉSISTANCE AU GLISSEMENT (EN NEWTONS) AVEC LES FILS<br/>0,018" x 0,025" ET AVEC LE BOÎTIER INVU<sup>TM</sup>, SELON LES TROIS DIFFÉRENTES ANGULATIONS. ....</i>     | 58 |
| <i>TABLEAU XI : MOYENNES ET ÉCART-TYPES DE LA RÉSISTANCE AU GLISSEMENT (EN NEWTONS) AVEC LES FILS<br/>0,019" x 0,025" ET AVEC LE BOÎTIER CLARITY<sup>TM</sup>, SELON LES TROIS DIFFÉRENTES ANGULATIONS. ....</i> | 59 |
| <i>TABLEAU XII : MOYENNES ET ÉCART-TYPES DE LA RÉSISTANCE AU GLISSEMENT (EN NEWTONS) AVEC LES<br/>FILS 0,019" x 0,025" ET AVEC LE BOÎTIER INVU<sup>TM</sup>, SELON LES TROIS DIFFÉRENTES ANGULATIONS. ...</i>    | 59 |
| <i>TABLEAU XIII : SOUS-GROUPES HOMOGÈNES EN CONFIGURATION PASSIVE (<math>\theta = 0^\circ</math>), AVEC LES FILS 0,018" x<br/>0,025" ET AVEC LE BOÎTIER CLARITY<sup>TM</sup>. ....</i>                           | 65 |
| <i>TABLEAU XIV : SOUS-GROUPES HOMOGÈNES EN CONFIGURATION ACTIVE (<math>\theta = 3^\circ</math>), AVEC LES FILS 0,018" x<br/>0,025" ET AVEC LE BOÎTIER CLARITY<sup>TM</sup>. ....</i>                             | 65 |
| <i>TABLEAU XV : SOUS-GROUPES HOMOGÈNES EN CONFIGURATION ACTIVE (<math>\theta = 4,5^\circ</math>), AVEC LES FILS 0,018" x<br/>0,025" ET AVEC LE BOÎTIER CLARITY<sup>TM</sup>. ....</i>                            | 65 |
| <i>TABLEAU XVI : SOUS-GROUPES HOMOGÈNES EN CONFIGURATION PASSIVE (<math>\theta = 0^\circ</math>), AVEC LES FILS 0,018" x<br/>0,025" ET AVEC LE BOÎTIER INVU<sup>TM</sup>. ....</i>                               | 66 |
| <i>TABLEAU XVII : SOUS-GROUPES HOMOGÈNES EN CONFIGURATION ACTIVE (<math>\theta = 3^\circ</math>), AVEC LES FILS 0,018" x<br/>0,025" ET AVEC LE BOÎTIER INVU<sup>TM</sup>. ....</i>                               | 67 |
| <i>TABLEAU XVIII : SOUS-GROUPES HOMOGÈNES EN CONFIGURATION ACTIVE (<math>\theta = 4,5^\circ</math>), AVEC LES FILS<br/>0,018" x 0,025" ET AVEC LE BOÎTIER INVU<sup>TM</sup>. ....</i>                            | 67 |
| <i>TABLEAU XIX : SOUS-GROUPES HOMOGÈNES EN CONFIGURATION PASSIVE (<math>\theta = 0^\circ</math>), AVEC LES FILS 0,019" x<br/>0,025" ET AVEC LE BOÎTIER CLARITY<sup>TM</sup>. ....</i>                            | 68 |
| <i>TABLEAU XX : SOUS-GROUPES HOMOGÈNES EN CONFIGURATION ACTIVE (<math>\theta = 3^\circ</math>), AVEC LES FILS 0,019" x<br/>0,025" ET AVEC LE BOÎTIER CLARITY<sup>TM</sup>. ....</i>                              | 69 |

|   |           |
|---|-----------|
| <i>TABLEAU XXI : SOUS-GROUPES HOMOGÈNES EN CONFIGURATION ACTIVE (<math>\theta = 4,5^\circ</math>), AVEC LES FILS 0,019" X 0,025" ET AVEC LE BOÎTIER CLARITY<sup>TM</sup>.....</i> | <i>69</i> |
| <i>TABLEAU XXII : SOUS-GROUPES HOMOGÈNES EN CONFIGURATION PASSIVE (<math>\theta = 0^\circ</math>), AVEC LES FILS 0,019" X 0,025" ET AVEC LE BOÎTIER INVU<sup>TM</sup>.....</i>    | <i>70</i> |
| <i>TABLEAU XXIII : SOUS-GROUPES HOMOGÈNES EN CONFIGURATION ACTIVE (<math>\theta = 3^\circ</math>), AVEC LES FILS 0,019" X 0,025" ET AVEC LE BOÎTIER INVU<sup>TM</sup>.....</i>    | <i>70</i> |
| <i>TABLEAU XXIV : SOUS-GROUPES HOMOGÈNES EN CONFIGURATION ACTIVE (<math>\theta = 4,5^\circ</math>), AVEC LES FILS 0,019" X 0,025" ET AVEC LE BOÎTIER INVU<sup>TM</sup>.....</i>   | <i>71</i> |
| <i>TABLEAU XXV : ASSOCIATION DU BOÎTIER QUI OFFRE LA MEILLEURE PERFORMANCE DE GLISSEMENT EN LABORATOIRE AVEC LES FILS 0,018" X 0,025".....</i>                                    | <i>71</i> |
| <i>TABLEAU XXVI : ASSOCIATION DU BOÎTIER QUI OFFRE LA MEILLEURE PERFORMANCE DE GLISSEMENT EN LABORATOIRE AVEC LES FILS 0,019" X 0,025".....</i>                                   | <i>72</i> |

## LISTE DES FIGURES

---

|   |    |
|---|----|
| FIGURE 2.1 : EFFET DE LA VARIATION DE L'AMPLITUDE DE LA FORCE SUR LES MOUVEMENTS DENTAIRE<br>(GRAPHIQUE TIRÉ DE PROFFIT, 2000). .....   | 7  |
| FIGURE 2.2 : TAUX DE MOUVEMENT DENTAIRE EN FONCTION DE LA PRESSION APPLIQUÉE (PROFFIT (2000),<br>D'APRÈS QUINN ET YOSHIKAWA, 1985). .....   | 8  |
| FIGURE 2.3 : ARRANGEMENT ATOMIQUE CUBIQUE FACE CENTRÉE DE L'ACIER INOXYDABLE. ....  | 14 |
| FIGURE 2.4 : COURBE CONTRAINTE / DÉFORMATION DE L'ACIER INOXYDABLE (TIRÉE DE ARCHWIRES,<br>ORMCO, 1991). .....  | 15 |
| FIGURE 2.5 : PHÉNOMÈNE DE FRICTION STATIQUE ET CINÉTIQUE (SERWAY, 1992). ....   | 16 |
| FIGURE 2.6 : RÉTRACTION D'UNE CANINE INFÉRIEURE CONTRE UNE MOLAIRE PAR MÉCANIQUE DE<br>GLISSEMENT (REMISE, 2002). .....   | 19 |
| FIGURE 2.7 : REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE DE L'ANGLE DE CONTACT CRITIQUE $\theta_c$ ET DE SES DIFFÉRENTS<br>PARAMÈTRES. ....  | 20 |
| FIGURE 2.8 : DIAGRAMME DE LA RÉPARTITION DES DIFFÉRENTES COMPOSANTES DE LA RÉSISTANCE AU<br>GLISSEMENT. RS = RÉSISTANCE AU GLISSEMENT (RG), FR = FRICTION CLASSIQUE (FC), BI =<br>BANDAGE (B) ET NO = MORSURE (MO) (KUSY, 2000). .... | 22 |
| FIGURE 2.9 : BAGUES ORTHODONTIQUES. ....  | 25 |
| FIGURE 2.10 : BOÎTIERS STANDARDS MÉTALLIQUES. ....  | 25 |
| FIGURE 2.11 : BOÎTIERS ESTHÉTIQUES. ....  | 25 |
| FIGURE 2.12 : FIL OPTIFLEX <sup>®</sup> : A. CORPS EN DIOXYDE DE SILICONE. B. COUCHE INTERMÉDIAIRE DE<br>RÉSINE DE SILICONE. C. RECOUVREMENT DE NYLON. ....   | 26 |
| FIGURE 2.13 : FIL ESTHÉTIQUE OPTIFLEX <sup>®</sup> . ....   | 27 |
| FIGURE 2.14 : COMPARAISON ENTRE UN FIL FRP À L'ARCADE SUPÉRIEURE ET UN FIL STANDARD EN<br>CHROME-COBALT À L'ARCADE INFÉRIEURE (IMAI ET AL., 1998). ....   | 28 |
| FIGURE 2.15 : COURBES FORCE/DÉFLECTION DE DIFFÉRENTS FILS ORTHODONTIQUES : A. PMMA, B.<br>NICKEL-TITANE C. FRP (FRACTION VOLUMIQUE 29 %), D. FRP (60 %), E. CHROME-COBALT. (IMAI<br>ET AL., 1998). ....                               | 29 |
| FIGURE 2.16 : UNE BARRE ANTÉRIEURE ET DEUX BARRES POSTÉRIEURES DE COMPOSITE RENFORCÉES DE<br>FIBRES AVEC DES TUBES ET DES CROCHETS COLLÉS DIRECTEMENT SUR LES BARRES. A. FIL PASSIF. B<br>ET C. FILS ACTIFS. ....                     | 30 |
| FIGURE 2.17 : FIL EN ACIER INOXYDABLE RECOUVERT DE TEFLON <sup>®</sup> (NEUMANN ET AL., 2002). ....   | 33 |
| FIGURE 2.18 : FIL EN NICKEL-TITANE RECOUVERT DE TEFLON <sup>®</sup> (NEUMANN ET AL., 2002). ....  | 33 |
| FIGURE 4.1 : BOÎTIER CLARITY <sup>TM</sup> . ....   | 42 |

|  |    |
|--|----|
| FIGURE 4.2 : BOÎTIER INVU™   | 42 |
| FIGURE 4.3 : PLI DANS LE FIL À LA SORTIE DE LA PINCE.  | 43 |
| FIGURE 4.4 : FORME D'ARCADE DES FILS EN ACIER INOXYDABLE (CONTRÔLE).   | 44 |
| FIGURE 4.5 : FORME D'ARCADE DES FILS ULTRAESTHETIC™  | 44 |
| FIGURE 4.6 : FORME D'ARCADE DES FILS SPECTRA™  | 44 |
| FIGURE 4.7 : FORME D'ARCADE DES FILS REMANIUM®   | 44 |
| FIGURE 4.8 : FORME D'ARCADE DES FILS CONFIDENTIAL™   | 45 |
| FIGURE 4.9 : FORME D'ARCADE DES FILS PEARLTONE™  | 45 |
| FIGURE 4.10 : FIL PEARLTONE™   | 45 |
| FIGURE 4.11 : FIL REMANIUM®  | 45 |
| FIGURE 4.12 : MONTAGE FIXÉ SUR LA BASE DE L'APPAREIL INSTRON 4201.   | 47 |
| FIGURE 4.13 : MONTAGE : CYLINDRE PIVOTANT ET RAPPORTEUR D'ANGLE À DROITE ET SYSTÈME DE ROULEMENT À BILLES SANS FRICTION À GAUCHE.                                | 48 |
| FIGURE 4.14 : CYLINDRE PIVOTANT ET RAPPORTEUR D'ANGLE.   | 48 |
| FIGURE 4.15 : CYLINDRE PIVOTANT AVEC UN BOÎTIER EN SON CENTRE.   | 48 |
| FIGURE 4.16 : SYSTÈME DE ROULEMENT À BILLES SANS FRICTION AVEC L'INDEX DE REPOSITIONNEMENT EN PLACE.   | 49 |
| FIGURE 4.17 : INDEX DE REPOSITIONNEMENT EN RÉSINE DE MÉTHYLMÉTACRYLATE.  | 49 |
| FIGURE 4.18 : SYSTÈME DE ROULEMENT À BILLES SANS FRICTION.   | 50 |
| FIGURE 4.19 : APPAREIL INSTRON 4201 AVEC LE MONTAGE FIXÉ SUR SA BASE.  | 51 |
| FIGURE 5.1 : RÉSISTANCES MOYENNES AU GLISSEMENT ET ÉCARTS-TYPES POUR LES FILS 0,018" x 0,025" AVEC LE BOÎTIER CLARITY™, SELON LES TROIS DIFFÉRENTES ANGULATIONS. | 60 |
| FIGURE 5.2 : RÉSISTANCES MOYENNES AU GLISSEMENT ET ÉCARTS-TYPES POUR LES FILS 0,018" x 0,025" AVEC LE BOÎTIER INVU™, SELON LES TROIS DIFFÉRENTES ANGULATIONS.    | 61 |
| FIGURE 5.3 : RÉSISTANCES MOYENNES AU GLISSEMENT ET ÉCARTS-TYPES POUR LES FILS 0,019" x 0,025" AVEC LE BOÎTIER CLARITY™, SELON LES TROIS DIFFÉRENTES ANGULATIONS. | 62 |
| FIGURE 5.4 : RÉSISTANCES MOYENNES AU GLISSEMENT ET ÉCARTS-TYPES POUR LES FILS 0,019" x 0,025" AVEC LE BOÎTIER INVU™, SELON LES TROIS DIFFÉRENTES ANGULATIONS.    | 63 |
| FIGURE 5.5 : FIL CONTRÔLE 0,019" x 0,025" STAINLESS STEEL.   | 73 |
| FIGURE 5.6 : FIL CONTRÔLE 0,019" x 0,025" CONFIDENTIAL™  | 73 |
| FIGURE 5.7 : FIL CONTRÔLE 0,019" x 0,025" ULTRAESTHETIC™   | 73 |
| FIGURE 5.8 : FIL CONTRÔLE 0,019" x 0,025" SPECTRA™   | 73 |
| FIGURE 5.9 : FIL CONTRÔLE 0,019" x 0,025" REMANIUM®  | 73 |
| FIGURE 5.10 : FIL CONTRÔLE 0,019" x 0,025" PEARLTONE™  | 73 |
| FIGURE 5.11 : FIL 0,018" x 0,025" STAINLESS STEEL AVEC BOÎTIER CLARITY™  | 74 |
| FIGURE 5.12 : FIL 0,018" x 0,025" CONFIDENTIAL™ AVEC BOÎTIER CLARITY™  | 74 |

|  |    |
|--|----|
| FIGURE 5.13 : FIL 0,018" x 0,025" ULTRAESTHETIC <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER CLARITY <sup>TM</sup> .....   | 74 |
| FIGURE 5.14 : FIL 0,018" x 0,025" SPECTRA <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER CLARITY <sup>TM</sup> .....   | 74 |
| FIGURE 5.15 : FIL 0,018" x 0,025" REMANIUM <sup>®</sup> AVEC BOÎTIER CLARITY <sup>TM</sup> .....   | 74 |
| FIGURE 5.16 : FIL 0,018" x 0,025" PEARLTONE <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER CLARITY <sup>TM</sup> .....   | 74 |
| FIGURE 5.17 : FIL 0,018" x 0,025" STAINLESS STEEL AVEC BOÎTIER INVU <sup>TM</sup> .....  | 75 |
| FIGURE 5.18 : FIL 0,018" x 0,025" CONFIDENTIAL <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER INVU <sup>TM</sup> .....   | 75 |
| FIGURE 5.19 : FIL 0,018" x 0,025" ULTRAESTHETIC <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER INVU <sup>TM</sup> .....  | 75 |
| FIGURE 5.20 : FIL 0,018" x 0,025" SPECTRA <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER INVU <sup>TM</sup> .....  | 75 |
| FIGURE 5.21 : FIL 0,018" x 0,025" REMANIUM <sup>®</sup> AVEC BOÎTIER INVU <sup>TM</sup> .....  | 75 |
| FIGURE 5.22 : FIL 0,018" x 0,025" PEARLTONE <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER INVU <sup>TM</sup> .....  | 75 |
| FIGURE 5.23 : FIL 0,019" x 0,025" STAINLESS STEEL AVEC BOÎTIER CLARITY <sup>TM</sup> .....   | 76 |
| FIGURE 5.24 : FIL 0,019" x 0,025" CONFIDENTIAL <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER CLARITY <sup>TM</sup> .....  | 76 |
| FIGURE 5.25 : FIL 0,019" x 0,025" ULTRAESTHETIC <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER CLARITY <sup>TM</sup> .....   | 76 |
| FIGURE 5.26 : FIL 0,019" x 0,025" SPECTRA <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER CLARITY <sup>TM</sup> .....   | 76 |
| FIGURE 5.27 : FIL 0,019" x 0,025" REMANIUM <sup>®</sup> AVEC BOÎTIER CLARITY <sup>TM</sup> .....   | 76 |
| FIGURE 5.28 : FIL 0,019" x 0,025" PEARLTONE <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER CLARITY <sup>TM</sup> .....   | 76 |
| FIGURE 5.29 : FIL 0,019" x 0,025" STAINLESS STEEL AVEC BOÎTIER INVU <sup>TM</sup> .....  | 77 |
| FIGURE 5.30 : FIL 0,019" x 0,025" CONFIDENTIAL <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER INVU <sup>TM</sup> .....   | 77 |
| FIGURE 5.31 : FIL 0,019" x 0,025" ULTRAESTHETIC <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER INVU <sup>TM</sup> .....  | 77 |
| FIGURE 5.32 : FIL 0,019" x 0,025" SPECTRA <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER INVU <sup>TM</sup> .....  | 77 |
| FIGURE 5.33 : FIL 0,019" x 0,025" REMANIUM <sup>®</sup> AVEC BOÎTIER INVU <sup>TM</sup> .....  | 77 |
| FIGURE 5.34 : FIL 0,019" x 0,025" PEARLTONE <sup>TM</sup> AVEC BOÎTIER INVU <sup>TM</sup> .....  | 77 |
| FIGURE 5.35 : FIL 0,019" x 0,025" REMANIUM <sup>®</sup> VIERGE À UN GROSSISSEMENT DE 1000X. LA LÉGENDE<br>MESURE 10 MM.....  | 78 |
| FIGURE 5.36 : FIL 0,019" x 0,025" PEARLTONE <sup>TM</sup> VIERGE À UN GROSSISSEMENT DE 1000X. LA LÉGENDE<br>MESURE 10 MM.....  | 78 |
| FIGURE 5.37 : FIL 0,018" x 0,025" REMANIUM <sup>®</sup> À UN GROSSISSEMENT DE 2000X. LA LÉGENDE MESURE 10<br>MM. CE FIL A ÉTÉ TESTÉ À UNE ANGULATION DE 4,5° AVEC LE BOÎTIER CLARITY <sup>TM</sup> .....   | 79 |
| FIGURE 5.38 : FIL 0,019" x 0,025" CONFIDENTIAL <sup>TM</sup> À UN GROSSISSEMENT DE 1500X. LA LÉGENDE<br>MESURE 10 MM. CE FIL A ÉTÉ TESTÉ À UNE ANGULATION DE 4,5° AVEC LE BOÎTIER INVU <sup>TM</sup> ..... | 79 |
| FIGURE 6.1 : STAINLESS STEEL IMAGINATION <sup>TM</sup> (HUSMANN ET AL., 2002).....   | 82 |

## LISTE DES SIGLES ET DES ABRÉVIATIONS

---

|           |  |
|-----------|--|
| B         | Bandage  |
| Bis-GMA   | Bisphenol A – Glycidyl méthacrylate                                |
| cm        | Centimètre   |
| $C_{rés}$ | Centre de résistance   |
| CON       | Confidential <sup>TM</sup>   |
| CPSA      | Fibres de verre $CaO-P_2O_5-SiO_2-Al_2O_3$                         |
| °         | Degré (mesure angulaire)   |
| °C        | Degré Celcius  |
| $f_k$     | Force de friction cinétique  |
| $f_s$     | Force de friction statique   |
| $f_{sm}$  | Friction statique maximale   |
| F         | Force appliquée  |
| $F_c$     | Force de friction classique  |
| FRC       | Fiber-Reinforced Composite   |
| FRP       | Fiber-Reinforced Polymer   |
| g         | Gramme   |
| $g/cm^2$  | Gramme par centimètre carré  |
| G         | Accélération gravitationnelle                                      |
| kg        | Kilogramme   |
| LPD       | Ligament parodontal  |
| m         | Mètre  |
| mm        | Millimètre   |
| mm/min    | Millimètre par minute  |
| mm/mois   | Millimètre par mois  |
| M         | Masse  |
| Mo        | Morsure  |
| $\mu_k$   | Coefficient de friction cinétique                                  |
| $\mu_s$   | Coefficient de friction statique                                   |
| N         | Newton   |
| NiTi      | Nickel-Titane  |
| N / mm    | Newton par millimètre  |
| p         | Seuil significatif (établi à 0,05)                                 |
| P         | Poids  |
| PEA       | Pearlton <sup>TM</sup>   |
| PMMA      | Poly-méthyl-méthacrylate   |
| PTFE      | Polytétrafluoroéthylène  |
| REM       | Remanium <sup>®</sup>  |
| $R_g$     | Résistance au glissement   |
| s         | Seconde  |
| SEM       | Microscopie à balayage électronique (Scanning Electron Microscopy) |
| SPE       | Spectra <sup>TM</sup>  |
| SS        | Acier inoxydable (Stainless Steel)                                 |

|               |   |
|---------------|---|
| TFE           | Tétrafluoroéthylène   |
| TMA           | Bêta-Titane (Titanium-Molybdenum Alloy)                                   |
| $\theta$      | Angle de contact  |
| $\theta_c$    | Angle de contact critique. Limite inférieure de la zone de bandage.       |
| $\theta_z$    | Angle de contact représentant la limite supérieure de la zone de bandage. |
| ULT           | Ultraesthetic™  |
| $\mu\text{m}$ | Micromètre  |
| X             | Facteur de grossissement  |
| "             | Mesure en pouce (lorsque suit une série de chiffres).                     |

## REMERCIEMENTS

---

Je remercie sincèrement le **Dr Claude Remise**, directeur de cette maîtrise, pour ses conseils judicieux, sa disponibilité et surtout son efficacité remarquable, non seulement dans le cadre de ce projet, mais également à titre de directeur de la section d'orthodontie de l'Université de Montréal. Son assiduité, son altruisme et son dévouement à la section et aux résidents sont incomparables.

Mes remerciements sincères également au **Dr Daniel Fortin**, co-directeur de cette recherche. Grâce à son esprit scientifique et ses connaissances irremplaçables, ce projet a pu être réalisé. Son encadrement, ses conseils et sa disponibilité ont été grandement appréciés.

Je tiens aussi à remercier **M. Pierre Rompré**. Sans lui, cette maîtrise n'aurait pu être concrétisée. Ses compétences exceptionnelles dans le domaine des statistiques, sa disponibilité et son habileté à faire parler les chiffres m'ont permis de mieux comprendre et d'expliquer clairement à mon tour les résultats de ce projet.

Mes remerciements les plus cordiaux également au **Dr Jean-Charles Létourneau** qui, sans hésiter, a accepté avec grand plaisir de participer au jury de ce mémoire à titre d'examineur externe. Grâce à son expertise dans le domaine orthodontique, ses conseils m'ont permis de perfectionner ce travail.

Des remerciements cordiaux s'adressent aussi au **Dr Daniel Kandelman** qui a généreusement accepté de prendre de son précieux temps pour lire ce mémoire et pour participer au jury à titre de président-rapporteur. Son expérience en recherche a contribué au parachèvement de cette étude.



Je désire aussi remercier **Mme Sylvia Zalzal** pour m'avoir aidé à réaliser la section d'observation sous microscope à balayage électronique. Merci au **Dr Antonio Nanci** de m'avoir permis d'utiliser son laboratoire et ses équipements.

Il faut aussi remercier les compagnies orthodontiques suivantes pour leur contribution matérielle : **G&H, GAC International, Dentaaurum, ClassOne Orthodontics, TP Orthodontics,Ormco, et 3M/Unitek.**

Je désire souligner la contribution financière de l'**ACO** (Association Canadienne des Orthodontistes) qui participe au développement de la recherche en orthodontie.

Finalement, la générosité du **Fonds Paul Geoffrion** se doit d'être mentionnée. C'est grâce au support financier de ce Fonds que ce projet a pu voir le jour. Merci à toutes les personnes dévouées qui y travaillent depuis nombre d'années et également à celles qui y contribuent généreusement.

*À Marie-Danielle, l'inspiration de ma vie*

*Mille mercis!*

## **CHAPITRE 1**

### **INTRODUCTION**

## 1. INTRODUCTION

---

L'orthodontie est une discipline qui existe depuis l'antiquité. Dès 1000 ans avant notre ère, des traitements destinés à corriger les malpositions dentaires avaient déjà vu le jour (Proffit, 2000). Assurément, les connaissances sur le phénomène du mouvement dentaire étaient limitées. L'orthodontiste doit aujourd'hui composer avec plusieurs paramètres dont quelques-uns ne peuvent être évalués que de manière qualitative. Certains d'entre eux sont biologiques comme la force structurelle et la viscoélasticité du ligament parodontal ou comme l'activité ostéoclastique et ostéoblastique de l'os alvéolaire (Salzmann, 1974; Graber et Vanarsdall, 1994; Proffit, 2000). Ces facteurs biologiques varient entre les individus et, jusqu'à présent, le développement scientifique ne permet pas de les contrôler. D'autres paramètres relèvent du domaine technique ou de l'ingénierie, plus précisément des biomatériaux et de la biomécanique. À ce niveau, le clinicien contrôle le système boîtier / fil ainsi que la technique (ex.: Straight Wire, Begg, Tweed, Segmented Arch,...).

Cependant, plusieurs aspects techniques demeurent incontrôlables et, par conséquent, l'orthodontiste doit regarder son travail comme un art et une science plutôt qu'une science exacte. Le rôle des chercheurs au sein de cette spécialité est de réduire les variables de l'ingénierie en développant des matériaux de qualité supérieure et en établissant des relations mathématiques qui expliquent le fonctionnement des appareils.

Puisque les technologies évoluent à un rythme vertigineux et que la société devient de plus en plus orientée vers l'esthétique, une multitude de nouveaux produits orthodontiques esthétiques ou « *tooth-colored* » voient le jour. Près de deux décennies après la venue des boîtiers en céramique, vers les années 1980, les fils se sont également transformés pour devenir quasi invisibles. La raison première d'une consultation orthodontique étant esthétique, il va de soi que les appareils gris

métalliques finiront par disparaître et seront remplacés par de nouveaux matériaux composites blancs ou transparents.

Afin d'atteindre l'objectif principal d'une pratique orthodontique, c'est-à-dire d'offrir un traitement de très haute qualité, confortable pour le patient et à l'intérieur d'un délai raisonnable, les nouveaux matériaux se doivent d'être évalués avant leur utilisation à grande échelle. Pour maintenir des standards de traitement élevés, les nouveaux appareillages esthétiques doivent être de qualité égale ou supérieure à celle de leurs prédécesseurs. Ils doivent résister aux stress mécaniques, thermiques et chimiques de l'environnement oral et doivent être suffisamment biocompatibles dans ce milieu agressif (Bourauel et al., 1998).

Bien que la friction soit étudiée depuis nombre d'années et malgré les équations mathématiques déjà établies, ce phénomène demeure partiellement résolu et la recherche dans ce domaine reste hautement active. Certains paramètres d'importance dans le domaine frictionnel conduisent les chercheurs à des conclusions diamétralement opposées. S'il était possible de créer un modèle simulant parfaitement l'environnement buccal de façon dynamique, les études frictionnelles fourniraient de précieuses informations cliniques qui guideraient l'orthodontiste lors de l'application de mécaniques de glissement. La résistance au glissement influençant énormément la durée d'un traitement orthodontique, il est primordial d'acquérir des mécaniques de fermeture d'espace efficaces et reproductibles (Kusy et Whitley, 1997).

Dans le cadre du présent travail nous avons choisi d'évaluer la résistance au glissement des fils esthétiques en acier inoxydable lors des mécaniques de fermeture d'espace. De plus, les colorations de ces fils seront observées sous microscope électronique à balayage afin de recueillir le plus d'informations possibles sur ce nouveau produit orthodontique.

## **CHAPITRE 2**

### **REVUE DE LA LITTÉRATURE**

## 2. REVUE DE LA LITTÉRATURE

---

Ce relevé de la littérature cerne les publications les plus pertinentes en matière de force appliquée optimale, de friction et d'orthodontie esthétique. Ces sujets étant tellement vastes, nous n'avons retenu que les éléments se rapportant directement à ce travail. Puisque ce projet est connexe à des maîtrises antérieures de l'Université de Montréal, plusieurs passages de la revue de la littérature sont fortement inspirés des travaux des Docteurs Hicham El-Khatib, Julie Caron et Frédéric Gratton.

### 2.1 Mouvements dentaires orthodontiques

Les mouvements dentaires orthodontiques surviennent suite à l'application d'une force suffisamment prolongée sur une ou plusieurs dents pour qu'un remodelage osseux se produise. Cette réponse physiologique osseuse est transmise par l'intermédiaire du ligament parodontal, structure composée de fibres de collagène, de cellules mésenchymateuses, d'éléments sanguins et nerveux ainsi que de fluides tissulaires. De façon générale la force nécessaire au mouvement dentaire provient de l'activation d'un fil orthodontique, d'un ressort ou d'un élastique et elle est transmise aux dents par l'intermédiaire de boîtiers collés à la surface buccale ou linguale de chaque dent. Suite à l'application de la force, une réaction inflammatoire et un processus de réparation s'activent au niveau du parodonte de la dent qui subit la force (Davidovitch, 1997). Deux théories ressortent parmi les autres : la théorie bioélectrique où les mouvements dentaires seraient produits suite à des signaux électriques générés lorsque l'os plie; et la théorie pression/tension où les mouvements dentaires feraient suite à la production de messagers chimiques induits par l'altération de la pression sanguine dans les vaisseaux sanguins du ligament parodontal. La réponse physiologique est principalement fonction de l'intensité et du type de la force impliquée (Proffit, 2000; Graber et Vanarsdall, 2000).

## 2.2 Force optimale

Le montant de force nécessaire à un mouvement optimal, ainsi que la définition même du mouvement optimal, sont des points controversés depuis l'origine de l'orthodontie. Cette portion de la revue de littérature retrace les résultats de recherche de plusieurs auteurs, et parfois leurs opinions, dans le but d'apporter des points fondamentaux afin de mieux comprendre l'importance de la résistance au glissement en orthodontie.

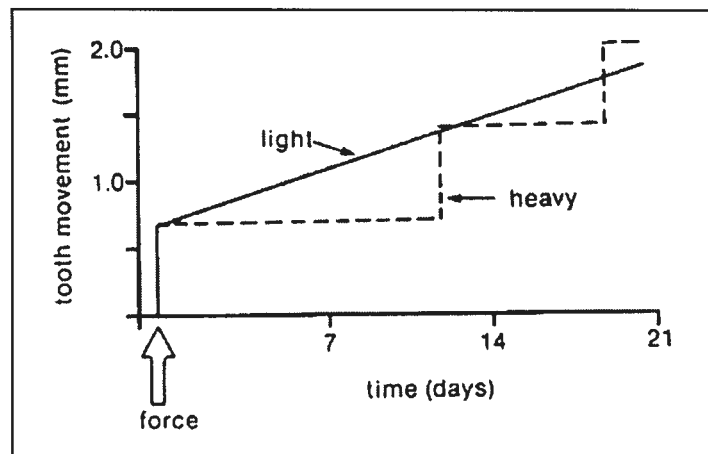
La réponse du ligament parodontal (LPD) dépend davantage de la pression exercée, c'est-à-dire la force par unité de surface radiculaire, que de l'intensité de la force appliquée sur la dent (Proffit, 2000). Lorsque la pression perçue au niveau radiculaire dépasse la pression sanguine des capillaires du LPD, environ 20 à 26 g/cm<sup>2</sup>, la vascularisation est interrompue, amenant ainsi une nécrose aseptique du ligament. On parle donc du phénomène d'hyalinisation, qui fait référence à l'aspect histologique du ligament nécrosé. Il n'y a alors plus d'activité cellulaire dans le LPD et la résorption osseuse ne peut se faire que par des cellules provenant de sites indemnes adjacents. Après une période de latence, les ostéoclastes résorbent le côté de la paroi alvéolaire opposé au LPD. Cette paroi résorbée, le mouvement dentaire se fait soudainement dans l'espace nouvellement formé. Si la pression demeure toujours élevée, un nouveau cycle hyalinisation / latence / mouvement soudain recommencera. Ce phénomène est appelé *undermining resorption* par les anglophones ou encore résorption sapante ou résorption sous-minée par les francophones.

Ce type de mouvement s'accompagne de douleur intense et de mobilité dentaire importante. Proffit (2000) déclare qu'il n'y a aucune raison d'utiliser des forces élevées générant une douleur instantanée. Si des forces adéquates sont utilisées, le patient ne devrait quasiment rien ressentir. De plus, Brudvik et Pygh (1995) ont démontré que le ciment est résorbé dans les zones de nécrose avasculaire du LPD lors de son remaniement. Autrement dit, les risques de résorption radiculaire sont d'autant plus élevés que les forces utilisées sont grandes. Certains dommages



parodontaux sont également à craindre. Certains cas de perte de vitalité pulpaire pendant un traitement orthodontique ont été signalés : le mouvement dentaire abrupt qui se produit lors du mouvement par résorption sous-minée pourrait endommager le pédicule vasculaire apical (Proffit, 2000).

Lorsque des forces légères sont employées, le mouvement dentaire se fait plutôt par le phénomène de résorption frontale. La pression exercée est moindre que la pression capillaire; l'apport sanguin et la vitalité cellulaire du LPD sont préservés. Les ostéoclastes s'activent et résorbent la corticale du côté adjacent et non opposé au LPD. Le mouvement dentaire se produit graduellement (figure 2.1) et l'inconfort est nettement diminué. Néanmoins, des zones localisées d'hyalinisation sont présentes, mais la résorption radiculaire qui s'ensuit peut être réparée, justement parce que ces zones sont ponctuelles (Roberts et Ferguson, 1989).



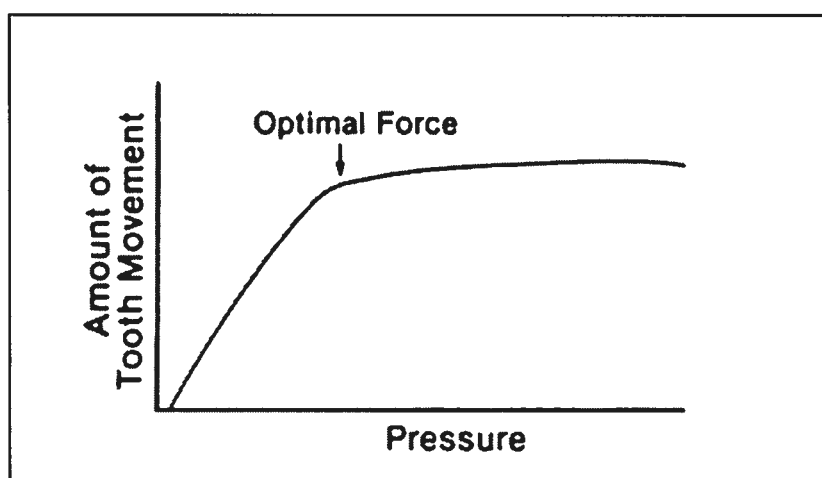
**Figure 2.1 : Effet de la variation de l'amplitude de la force sur les mouvements dentaires (Graphique tiré de Proffit, 2000).**

Il est important pour les cliniciens de connaître à partir de quelle magnitude de stress ou encore à quelle force le mouvement dentaire se produit par résorption sous-minée. Pour Storey et Smith (1952), la force optimale pour déplacer une canine supérieure en translation était comprise dans un intervalle de 150 à 250g. En 1969, Gianelly a

montré qu'une force de 300g utilisée pour la rétraction d'une canine pouvait provoquer une résorption sous-minée.

En 1985, Nikolai définit les forces orthodontiques légères (jusqu'à 250g) en tant qu'inductrices d'un mouvement graduel par résorption frontale et les forces orthodontiques lourdes (plus de 400g), en tant qu'inductrices d'une résorption sous-minée. Cette dénomination est très subjective et les valeurs attribuées aux forces appelées lourdes, moyennes ou légères, varient du simple au double en fonction des auteurs. Ainsi, pour Hanson (1997), les forces légères sont inférieures à 100g, les forces moyennes vont de 100 à 200g et les forces lourdes vont de 200 à 300g.

En 1985, Quinn et Yoshikawa ont critiquement analysé les différentes théories représentant le taux de mouvement dentaire en fonction de la pression appliquée. Ils en ont déduit le modèle le plus probable (figure 2.2) : le mouvement dentaire apparaît à un seuil minimal, il augmente linéairement jusqu'à un plateau, après quoi, toute augmentation de pression n'a aucun effet sur le taux de mouvement. Dans sa compréhension du phénomène, Proffit (2000) extrapole à l'extrémité de la courbe, une baisse du taux de mouvement lorsque des pressions exagérément élevées seraient utilisées. Cependant, il n'y a aucune évidence pour supporter ce qu'il avance.



*Figure 2.2 : Taux de mouvement dentaire en fonction de la pression appliquée (Proffit (2000), d'après Quinn et Yoshikawa, 1985).*

C'est à partir de ce modèle que la notion de force différentielle prend toute son importance (Hixon et al., 1969). Une force donnée crée des pressions de différentes magnitudes en fonction de l'étendue des surfaces radiculaires sur lesquelles elles s'appliquent. En modulant adéquatement cette intensité, il est possible d'obtenir une pression optimale pour reculer une canine alors que les surfaces radiculaires plus imposantes des dents de l'unité d'ancrage, généralement une prémolaire et deux molaires, subiront une pression sub-optimale.

En conclusion, la force optimale peut être définie comme étant celle qui crée la plus petite pression possible nécessaire pour produire un taux de mouvement maximal, avec un minimum d'inconfort, de risque biologique et de mouvement de l'unité d'ancrage. Mais existe-t-il des normes à suivre sur l'intensité des forces à utiliser selon la ou les dents à déplacer pour un type de mouvement donné? Malheureusement non. En effet, les opinions divergent et les variations de forces suggérées sont impressionnantes.

En 2000, Proffit rapporte les valeurs suivantes comme étant optimales. Cependant, il ne cite aucune référence bibliographique pour supporter ce qu'il avance.

| Type de mouvement     | Force (g) |
|-----------------------|-----------|
| Bascule non contrôlée | 35 – 60   |
| Translation           | 70 – 120  |
| Mouvement de racine   | 50 – 100  |
| Rotation              | 35 – 60   |
| Extrusion             | 35 – 60   |
| Intrusion             | 10 – 20   |

*Tableau I : Forces optimales pour un mouvement dentaire orthodontique (Proffit, 2000).*

Il précise que les écarts dépendent en partie de la taille de la dent; les valeurs minimales sont pour les incisives alors que les valeurs maximales concernent les

molaires. Cependant, il est nécessaire de compléter en affirmant que ces valeurs s'appliquent dans un système sans friction. Les mouvements dentaires le long d'un fil orthodontique génèrent de la friction. Il faut ajouter à la force optimale donnée la valeur de la résistance frictionnelle, c'est-à-dire la perte de force appliquée. Il est difficile d'évaluer cliniquement cette valeur frictionnelle. Proffit rapporte les travaux de Kusy et de ses collaborateurs (1997), selon lesquels un minimum de 100g de force serait nécessaire pour contrebalancer la friction provoquée lors de la translation d'une canine avec un boîtier dont la lumière est de dimensions 0,022" x 0,028", sur un fil en acier inoxydable 0,019" x 0,025", avec une ligature métallique moyenne. Dans une telle situation, la force optimale pour obtenir une translation de la canine serait donc presque doublée. Cependant, les valeurs de Proffit sont loin de faire l'unanimité.

Certains auteurs dont Hanson (1997) rapportent des forces optimales nettement plus faibles que celles de Proffit. Ceci serait rendu possible grâce à l'utilisation de boîtiers auto-ligaturants, qui réduiraient d'une manière drastique la friction. Le docteur Hanson se fonde sur les travaux non publiés de MacEwan qui préconise les forces optimales suivantes, pour une translation dans un système sans friction :

| Dent                  | Force (g) |
|-----------------------|-----------|
| Centrale supérieure   | 20 – 25   |
| Latérale supérieure   | 10 – 15   |
| Canine supérieure     | 25 – 30   |
| Prémolaire supérieure | 20 – 25   |
| Molaire supérieure    | 30 – 40   |
| Incisive inférieure   | 8 – 15    |
| Canine inférieure     | 25 – 30   |
| Prémolaire inférieure | 20 – 25   |
| Molaire               | 35 – 40   |

*Tableau II : Forces optimales pour une translation dans un système sans friction (MacEwan).*

Étonnamment, MacEwan recommande des valeurs bien inférieures à celles de Proffit mais de plus, le docteur Hanson ne rajoute que 15g pour contrebalancer la perte frictionnelle du fait de l'utilisation de boîtiers auto-ligaturants, alors que Kusy et collaborateurs évaluent cette force à 100g selon l'appareillage utilisé.

Isawaki et ses collaborateurs (2000), apportèrent une contribution significative pour l'utilisation de forces orthodontiques légères. En effet, ces auteurs ont comparé les taux de mouvement dentaire de canines maxillaires déplacées distalement dans un système sans friction, avec des forces de 18g et de 60g. Ils rapportent les travaux de Reitan en 1957, et de Gianelly en 1971, selon lesquels des forces de plus de 100g résultent en une période de latence de 21 jours avant que le mouvement de translation ne débute. Les taux de mouvement dentaire obtenus étaient de 0,87 mm/mois pour les canines distalées avec une force de 18g et de 1,27 mm/mois pour celles distalées avec une force de 60g. Il faut noter que le taux de mouvement dentaire pour les deux forces était identique après le troisième jour. De plus, la période de latence était éliminée, et ce pour les deux intensités de forces appliquées. Les auteurs ont également remarqué des variations interindividuelles dans un rapport de 3 pour 1 qu'ils attribuèrent à des mécanismes de biologie cellulaire et à des facteurs métaboliques, car leurs conditions d'application de stress étaient contrôlées.

Les taux de mouvement constatés pour une force de 60g étaient similaires à ceux rapportés par Daskalogiannakis et collaborateurs, en 1996, alors qu'ils utilisaient une force continue de 70g grâce à l'utilisation d'aimants.

Ces deux études, utilisant des forces continues, ont montré des taux de rétraction supérieurs à ceux des études utilisant des forces de nature intermittentes, de magnitudes pourtant supérieures comprises entre 150 et 200g (Cohen, 1987).

Finalement, on remarque qu'il existe un consensus sur l'utilisation de forces légères et continues, tant pour des raisons biologiques que dans le cadre du système de forces

dites différentielles (Ren et al., 2004). Ce sont les magnitudes des forces qui sont controversées.

### **2.3 Phases de traitement en orthodontie**

La complexité des traitements orthodontiques requiert des fils possédant des propriétés biomécaniques spécifiques selon les différentes étapes de la thérapeutique.

La première phase de traitement constitue l'alignement initial, au cours duquel les mouvements de premier ordre et le nivellement sont corrigés. Pour réaliser ces objectifs, le fil idéal devrait posséder les propriétés suivantes : résilience élevée, zone élastique large, module d'élasticité bas, limite élastique élevée et mémoire élastique élevée.

La deuxième phase de traitement est plus longue que la première et implique de nombreux mouvements : verticaux, deuxième et troisième ordres et fermeture d'espaces. Les fils utilisés devraient être suffisamment rigides et posséder les propriétés suivantes : module d'élasticité moyen, bonne formabilité, bonne mémoire élastique, basse friction et être soudable.

La troisième phase est celle de finition et elle peut être divisée en deux étapes. Une première est l'utilisation de fils très rigides afin de maintenir les résultats déjà obtenus et de permettre l'utilisation de mécaniques inter-arcades. Les propriétés suivantes sont alors recherchées : module d'élasticité élevé, très bonne formabilité, être soudable et hautement résistant à la fracture. La deuxième étape de la phase de finition, lorsque nécessaire, requiert l'utilisation de fils plus flexibles pour obtenir une intercuspidation idéale.

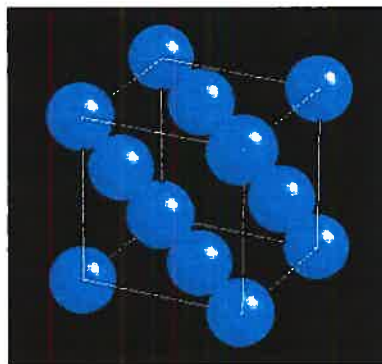
La quatrième et dernière phase est celle de la rétention. Les fils linguaux fixes sont régulièrement utilisés afin de limiter la récurrence. Ces fils peuvent être rigides ou

souples, selon l'utilisation que l'orthodontiste veut en faire, mais ils doivent inévitablement être formables.

## 2.4 Acier inoxydable

En 1929, l'acier inoxydable a été introduit en orthodontie sous sa forme austénitique. Angle l'utilisait en 1930 comme fil à ligature (Graber et Vanarsdall, 2000). À partir de 1936, pour des raisons économiques, l'acier inoxydable remplace l'or dans la fabrication des fils orthodontiques (Château, 1993). Depuis les années 1950, la plus grande partie du matériel orthodontique (fils, boîtiers et instruments) est fabriquée en acier inoxydable du type AISI 300 (*American Iron and Steel Institute*) (Kusy, 1997).

Les aciers inoxydables couramment utilisés en orthodontie présentent une structure cubique face centrée (figure 2.3) et contiennent approximativement 73,8 % de fer, 18 % de chrome, 8 % de nickel et moins de 0,2 % de carbone. On utilise l'appellation 18-8 lorsque l'on parle de l'acier inoxydable austénitique (Château, 1993; Proffit, 2000). Leur contenu bas en carbone et leur haut contenu en chrome et en nickel augmentent leur résistance à la corrosion. Si le taux de carbone est supérieur à 0,2 %, la formation de carbures de chrome favoriserait la corrosion (Kusy, 1997). C'est l'oxydation du chrome qui lui donne ses qualités inoxydables en rendant sa surface passive. La présence de nickel stabilise l'austénite à basse température. L'austénite seule a une limite élastique trop basse pour être utilisée en orthodontie, mais la présence du chrome lui confère une limite élastique suffisante (Château, 1993).



**Figure 2.3 : Arrangement atomique cubique face centrée de l'acier inoxydable.**

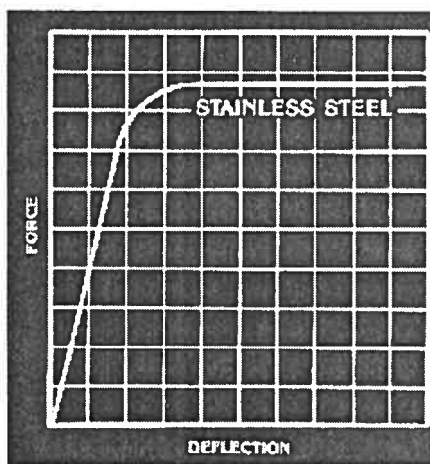
Les atomes de chrome, de carbone et de nickel sont incorporés dans la solution solide formée par les atomes de fer. Puisque la liaison métallique des atomes de nickel est faible, une libération lente *in vivo* d'ions de nickel de la surface du métal est augmentée et, par conséquent, la biocompatibilité peut être compromise chez certains individus. Selon Menne et al. (1993) et Menne (1994), 11,1 % des femmes réagissent positivement au nickel comparativement à 2,2 % pour les hommes.

Cet alliage demeure encore aujourd'hui la référence et le point de comparaison de tous les nouveaux types de fils. Plusieurs facteurs ont contribué à établir cette notoriété, dont son coût relativement bas, sa formabilité et la possibilité de le lier par soudage autogène et brasage.

Sur une courbe contrainte / déformation (figure 2.4), l'acier inoxydable est caractérisé par une pente abrupte, signe d'un module d'élasticité élevé et donc, d'un alliage rigide. De plus, sa zone élastique est limitée, ce qui en fait un métal peu résilient. Il est également malléable et ductile. Ces propriétés rendent les fils en acier inoxydable attrayants, surtout de par leur rigidité, dans les phases intermédiaires de traitement, c'est-à-dire lors de la coordination des arcades et de la fermeture des espaces (Schaus et Nikolai, 1986; Kapila et Sachdeva, 1989; Kusy, 1997). Pour de faibles déflexions, l'acier inoxydable produira de grandes forces durant une courte période de temps, le contraire des forces faibles recherchées. Pour des déflexions plus



grandes, l'acier inoxydable subira une déformation plastique. De plus, les fils en acier inoxydable présentent une faible résistance à la déformation permanente.



*Figure 2.4 : Courbe contrainte / déformation de l'acier inoxydable (Tirée de Archwires,Ormco, 1991).*

Afin de diminuer la rigidité et le taux charge / déflexion élevés de l'acier inoxydable et ainsi de son niveau de force, il est possible : 1) soit d'utiliser des fils de diamètre plus petit, ce qui a par contre l'effet indésirable de moins bien remplir la lumière des boîtiers et de réduire le contrôle, 2) soit d'augmenter la longueur du fil, 3) soit d'incorporer des boucles au fil. Cette troisième option a pour conséquence d'augmenter le temps de travail à la chaise, la fréquence des changements de fils et l'inconfort du patient (Smith, 1980).

Lorsque les fils en acier inoxydable sont achetés des compagnies orthodontiques, ils possèdent la forme écrouie, car leur fabrication et leur polissage produit de l'écrouissage; ces déformations à température ambiante produisent plusieurs dislocations dans la structure interne du métal. Il est recommandé de soumettre les fils à un traitement thermique de 400°C à 500°C pour éliminer les contraintes résiduelles de la fabrication ou du formage par l'orthodontiste, afin d'éviter qu'ils se brisent en bouche. Ce traitement thermique peut causer une augmentation du module

d'élasticité jusqu'à 10%. La limite élastique, et donc la résilience, augmentent également (Brantley et Eliades, 2001).

Finalement, on peut dire que les fils en acier inoxydable ont un coefficient de friction qui est peu élevé, et leur surface est considérée comme très lisse (Kapila et Sachdeva, 1989; Kusy, 1997).

## 2.5 Friction

### 2.5.1 Définition de la friction mécanique

Selon Swartz et Miner (1996), la friction se définit comme la résistance au mouvement qui se manifeste lorsqu'un objet est déplacé tangentiellement par rapport à la surface d'un autre objet avec lequel il est en contact. Cette définition universelle s'applique à tout corps en frottement contre un autre. La figure 2.5 explique plus précisément les différentes composantes de la friction classique.

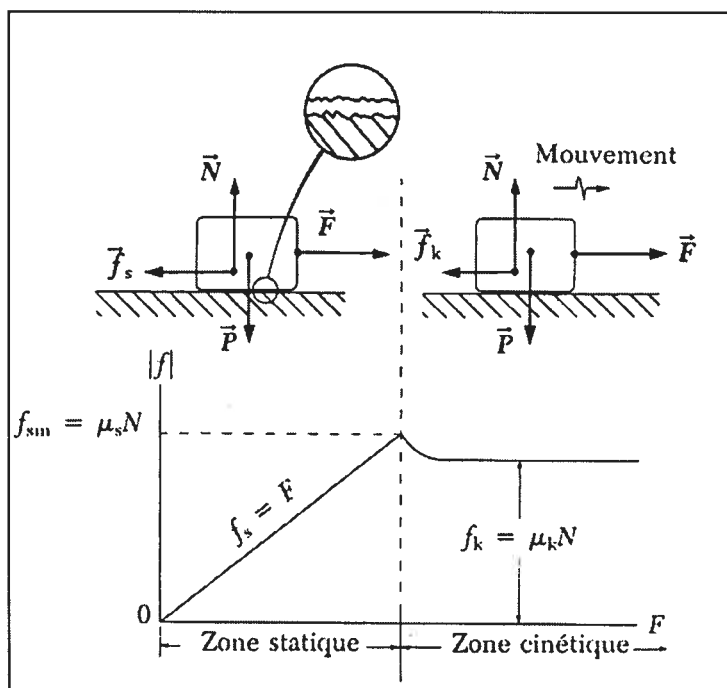


Figure 2.5 : Phénomène de friction statique et cinétique (Serway, 1992).

Serway (1992) affirme qu'il est nécessaire d'appliquer une force minimale pour commencer à faire glisser un objet sur une surface. Une fois que l'objet a commencé à glisser, la force nécessaire pour maintenir le mouvement à une vitesse constante est inférieure à la force initiatrice (Brown et al., 1996). La force de friction statique ( $f_s$ ) s'oppose au mouvement d'un objet par rapport à une surface. Elle est dans la même direction et de sens contraire à la force appliquée ( $F$ ). Si l'objet n'est pas en mouvement, la force de friction statique doit avoir la même valeur que la force appliquée qui essaie de mouvoir l'objet. Si la force appliquée augmente, la force de friction statique augmente et reste égale à la force appliquée jusqu'à une valeur critique appelée force de friction statique maximale ( $f_{sm}$ ). Si la force appliquée devient encore plus intense, l'objet commence à glisser et il est alors soumis à la friction cinétique. Le fait que la force de friction soit proportionnelle à la force normale permet de définir deux coefficients de friction, statique ( $\mu_s$ ) et cinétique ( $\mu_k$ ).

Il existe un coefficient de friction qui est une constante pour chaque matériau. La friction statique maximale ( $f_{sm}$ ) est égale au coefficient de friction statique ( $\mu_s$ ) multiplié par la force normale ( $N$ ) :  $f_{sm} = \mu_s \times N$ . Le coefficient de friction statique entre deux surfaces équivaut au produit des coefficients de friction respectifs des matériaux en frottement.

Pour ce qui est de la force de friction cinétique ( $f_k$ ), la résistance frictionnelle d'un objet en mouvement est inférieure à celle d'un objet au repos (Blau, 1989). La force de friction cinétique est égale au coefficient de friction cinétique ( $\mu_k$ ) multiplié par la force normale  $N$  :  $f_k = \mu_k \times N$ .

La friction mécanique pure ne dépend donc pas de la dimension des surfaces en frottement ni de la vitesse du mouvement; c'est une force régie par l'aspect des surfaces concernées et par la force normale entre celles-ci.

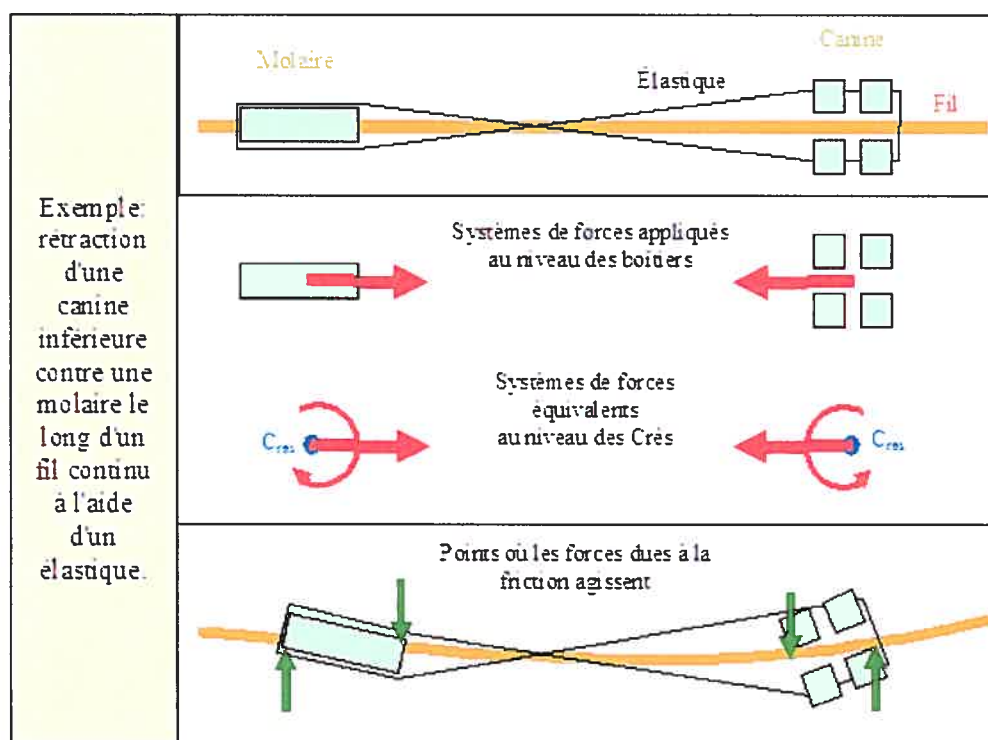
Le comportement tribologique (relatif à la science des frottements des surfaces en contact animées d'un mouvement) d'un système est sensible aux conditions

expérimentales et aux propriétés physiques et chimiques des objets en contact. Gleaser (1970) affirma que la température ambiante, la dureté de surface, la lubrification, la rugosité de surface, la force normale et la vitesse de glissement peuvent influencer le comportement tribologique d'un système.

### ***2.5.2 Friction en orthodontie***

La recherche sur le phénomène de friction en orthodontie a vu le jour grâce à la popularité grandissante de la technique de l'arc droit ou *Straight Wire* (Garner, Allai et Moore, 1986; Tidy, 1989). Lors de la fermeture des espaces par mécanique de glissement sur un arc droit, les dents sont déplacées le long d'un fil par l'intermédiaire des boîtiers. Ce type de mouvement génère des forces de friction entre l'interface du fil et du boîtier (Drescher et al., 1989) qui doivent être surpassées par la force appliquée pour produire une réponse parodontale. Il est reconnu que ce phénomène influence le taux de mouvement, qu'il a un impact sur le rapport moment / force et, conséquemment, sur le centre de rotation et qu'il augmente les chances de perte d'ancrage (Taylor et Ison, 1996). La compréhension du rôle des forces de friction produites par les fils orthodontiques et l'évaluation de leur montant nous permettront d'appliquer une force optimale sur la dent (Nicholls, 1968; Andreasen et Quevado, 1970; Frank et Nikolai, 1980; Drescher et al., 1989; Angolkar et al., 1990; Kusy et Whitley, 1990; Downing et al., 1994).

Afin de comprendre correctement l'effet des forces de friction, il est essentiel de connaître la façon dont s'effectue les mouvements dentaires. Ces déplacements dentaires ne se font pas de façon continue et régulière, mais plutôt de façon séquentielle. Prenons l'exemple d'un mouvement distal d'une canine inférieure avec un élastique contre une molaire le long d'un fil (figure 2.6).



**Figure 2.6 : Rétraction d'une canine inférieure contre une molaire par mécanique de glissement (Remise, 2002).**

Au départ, les lumières des boîtiers sont parallèles au fil. Dès que la force de l'élastique est appliquée sur les boîtiers, les systèmes de forces au niveau des centres de résistance des dents comportent des moments. À cet instant, il y a bascule des couronnes dans l'espace à fermer et les coins des boîtiers viennent en contact avec le fil créant une déflexion de celui-ci. C'est l'amplitude de la force par rapport à la rigidité du fil qui dictera l'importance de cette déflexion. Les différents points de contact correspondent tous à des zones de friction qui gênent le mouvement dentaire. Rappelons que l'importance de la friction provient de la force normale plutôt que de la superficie des surfaces en contact. Dans le cas présent, la force normale est présente en quatre différents points indiqués par les flèches dans la section inférieure de la figure 2.6. Éventuellement, la rigidité du fil et la déperdition de force de l'élastique permettront un certain redressement radiculaire, rendant les lumières des boîtiers de nouveau presque parallèles au fil. La séquence du mouvement débute

donc avec une bascule dentaire suivie d'un redressement radiculaire (Drescher et al., 1989). L'effet net est un mouvement qui s'approche d'une translation des dents.

Le mécanisme du mouvement dentaire amène les notions de configuration passive, configuration active, friction classique, bandage et morsure. Mais d'abord, il s'avère primordial d'expliquer la notion de l'angle de contact critique.

Du point de vue biomécanique, il existe un angle de contact critique ( $\theta_c$ ) entre le fil et l'axe long de la lumière du boîtier (figure 2.7) (Kusy et Whitley, 1999). Il est possible de calculer cet angle selon les formules suivantes :

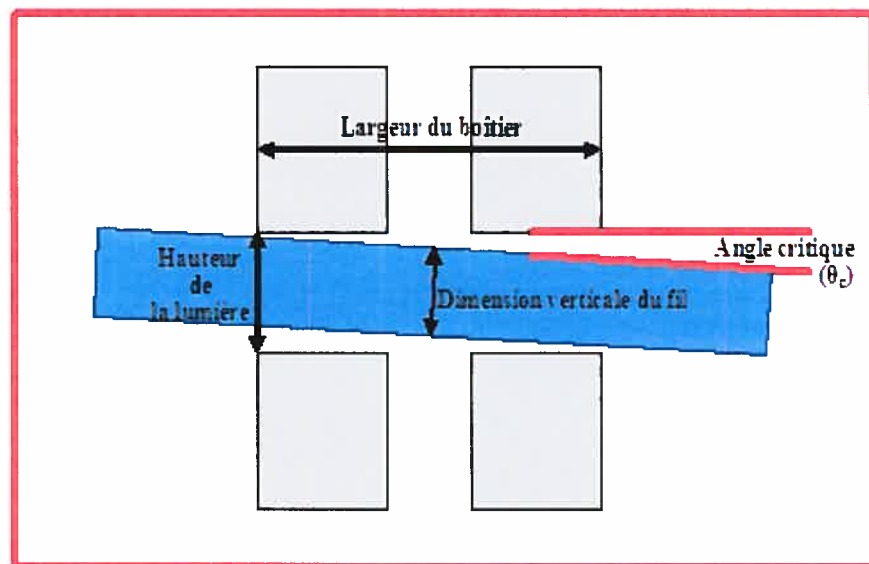
$$\theta_c = 57.3 \text{ (Index de clairance) / (Index du boîtier)}$$

$$\theta_c = 57.3 (1 - \text{Index d'engagement}) / (\text{Index du boîtier})$$

où

Index d'engagement = Dimension verticale du fil / Hauteur de la lumière

Index du boîtier = Largeur du boîtier / Hauteur de la lumière



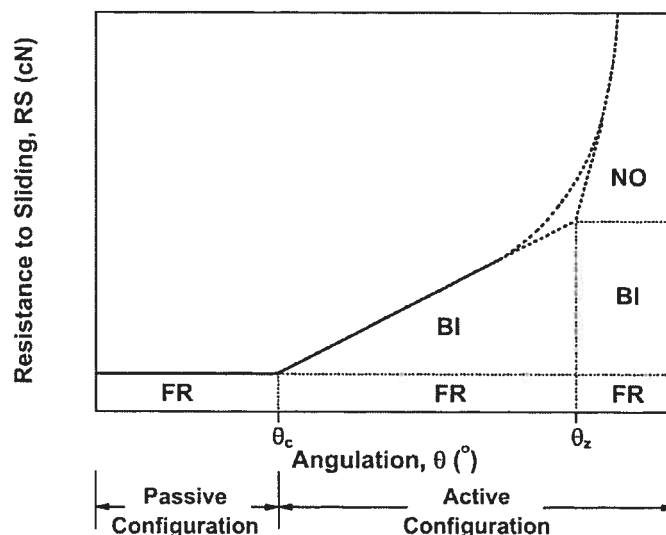
**Figure 2.7 : Représentation schématique de l'angle de contact critique  $\theta_c$  et de ses différents paramètres.**

L'angle de contact critique défini par ces formules est toujours considéré selon le deuxième ordre ou inclinaison mésio-distale de la dent. Un groupe de chercheurs a déjà établi un modèle mathématique complexe permettant de déterminer l'angle de contact critique dans les trois plans de l'espace (Kang et al, 2003).

En orthodontie, on ne parlera pas de friction mais de résistance au glissement (Rg). Cette résistance est la somme des forces de friction classique (Fc) tel que discuté dans le modèle de la figure 2.5, du bandage (B) ou *binding* en anglais et de morsure (Mo) ou *notching* en anglais (figure 2.8). Le bandage est le phénomène lors duquel une déformation élastique du système boîtier / fil est produite en présence d'une interférence entre le fil et le boîtier (Frank et Nikolai, 1980; Kusy et Whitley, 1997). Le phénomène de morsure ou encore d'indentation représente pour sa part une déformation plastique ou permanente des composantes du système; l'apparition de morsure est régie par les modules d'élasticité desdites composantes (Kusy et Whitley, 1997 ; Kusy, 2000). La formule mathématique est la suivante :

$$Rg = Fc + B + Mo$$

La variation de l'angle entre la lumière d'un boîtier et le fil définit la configuration frictionnelle d'un système. Cliniquement, on observe une alternance continue entre la configuration active et la configuration passive.



**Figure 2.8 : Diagramme de la répartition des différentes composantes de la résistance au glissement. *RS* = Résistance au glissement (*Rg*), *FR* = Friction classique (*Fc*), *BI* = Bandage (*B*) et *NO* = Morsure (*Mo*) (Kusy, 2000).**

Comme l'indique la figure 2.8, en situation de friction classique (*Fc*), la résistance au mouvement est proportionnelle à la force normale qui presse le fil contre les parois de la lumière du boîtier pour maintenir les surfaces en contact. L'angle de contact entre le fil et le boîtier est inférieur à l'angle critique  $\theta_c$ , c'est donc la configuration passive. Cliniquement, cette force normale provient du moyen de ligature du fil dans le boîtier. C'est à ce moment que la résistance au glissement est minimale et l'efficacité des mécaniques optimale. Ceci est vrai jusqu'à ce que  $\theta = \theta_c$ , alors que le phénomène de bandage est négligeable.

Cependant, dès que l'angle de contact dépasse la valeur critique, la résistance au glissement augmente considérablement et de façon linéaire. La friction classique demeure présente mais de faible importance, étant donné l'ampleur des forces de résistance au glissement maintenant générées par le phénomène de bandage (*B*). Une telle situation engendre beaucoup de résistance dans le système.



Si la contrainte continue d'augmenter, il y aura alors déformation plastique du fil, du boîtier ou des deux; c'est ce qu'on appelle morsure (Mo) (Kusy et Whitley, 1997). À ce moment, la résistance est extrêmement élevée. Généralement, c'est le fil qui subit la déformation plastique. En effet, après avoir exécuté des mouvements de glissement, l'orthodontiste constate régulièrement des encoches dans le fil lors de son retrait; ce sont les morsures. Un boîtier métallique peut également se déformer, mais par contre, s'il est fait de céramique, ce dernier fracturera en présence d'une contrainte très élevée.

Le phénomène de morsure apparaît lorsque l'angle de contact avoisine  $\theta_z$ . À partir de  $\theta_z$  on remarque une augmentation exponentielle de la résistance au glissement causée par la déformation plastique des composantes du système. Cette déformation plastique est régie par le module d'élasticité des matériaux. Lorsqu'il y a morsure, le fil est bloqué dans les ailettes du boîtier et le mouvement dentaire cesse. Le système peut se désengager sous l'effet d'une force quelconque. Il peut s'agir d'un réajustement chez l'orthodontiste, d'une vibration ou d'un changement d'élastique par le patient. Les vibrations proviennent de la mastication, de la déglutition, de la respiration, de la phonétique, des vibrations environnantes... Elles constituent le bruit de fond impossible à reproduire en laboratoire (Kusy, 2002).

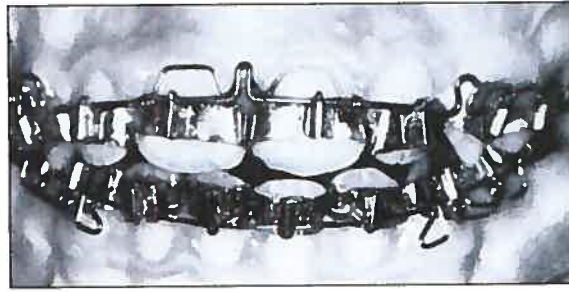
En résumé, les mécaniques de glissement sont optimales lorsque  $\theta \leq \theta_c$ . Au-delà de l'angle critique, la résistance frictionnelle gêne beaucoup le mouvement et la perte de force appliquée devient très importante. Cliniquement, il est difficile de quantifier cette perte. Le facteur critique du mouvement dentaire orthodontique étant la force perçue au niveau du ligament parodontal, celle-ci devient incontrôlable. Si  $\theta > \theta_z$ , alors il n'y a plus de mouvement. On risque d'obtenir des effets secondaires indésirés, comme une perte d'ancrage par exemple, de la douleur excessive, des dommages biologiques et mécaniques ainsi que la perte de contrôle du traitement (Kusy et Whitley, 1997 ; Proffit, 2000).

Comme le montre la figure 2.8, les phénomènes de bandage et de morsure sont les principaux déterminants de la résistance frictionnelle en orthodontie (Kusy et Whitley, 1997). Il est donc primordial de connaître et de maîtriser ces notions mécaniques afin de réaliser des mécaniques nous permettant de demeurer dans la zone optimale de la courbe de résistance frictionnelle. Pour ce faire, il est préférable d'éviter le plus possible la configuration active. Bien que difficilement réalisable, l'orthodontiste doit tendre vers cet objectif grâce à une connaissance approfondie des matériaux et de leurs propriétés, afin d'être en mesure d'ajuster les forces appliquées aux dents selon la situation clinique.

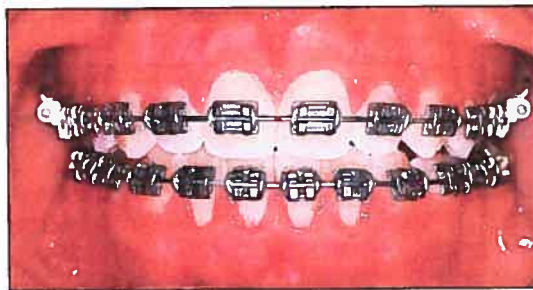
## **2.6 Orthodontie esthétique**

Une autre caractéristique maintenant recherchée est l'esthétique des appareils orthodontiques, particulièrement de la part des adultes qui constituent désormais une partie beaucoup plus considérable de la clientèle.

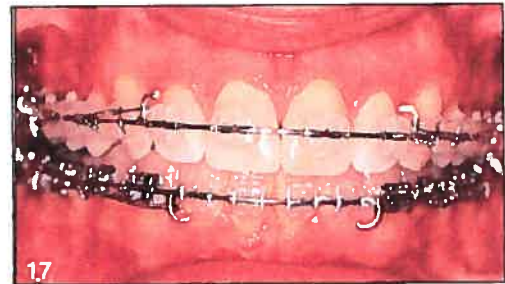
L'apparence des appareils orthodontiques s'est remarquablement améliorée au cours des dernières décennies. Au début, le choix du dessin des appareils venait uniquement de leur fonction; en aucun cas l'apparence n'était prise en considération. Avant les années 1970, les traitements étaient accomplis à l'aide de bagues métalliques cimentées sur chacune des dents (figure 2.9). Ceci diminuait énormément l'esthétique et nécessitait plus fréquemment l'extraction de dents lors du traitement à cause de l'espace requis pour la mise en place des bagues. Depuis, de nombreuses compagnies ont accentué leurs recherches en ce qui concerne l'esthétique en orthodontie. Tout d'abord, la fabrication d'adhésifs permettant de coller des boîtiers orthodontiques sur les dents a été un pas de géant fait dans cette direction (figure 2.10). Ensuite, la propagation des boîtiers blancs et transparents a alimenté le désir des gens de voir toutes les composantes de leurs appareils orthodontiques devenir quasi-invisibles (figure 2.11).



*Figure 2.9 : Bagues orthodontiques.*



*Figure 2.10 : Boîtiers standards métalliques.*

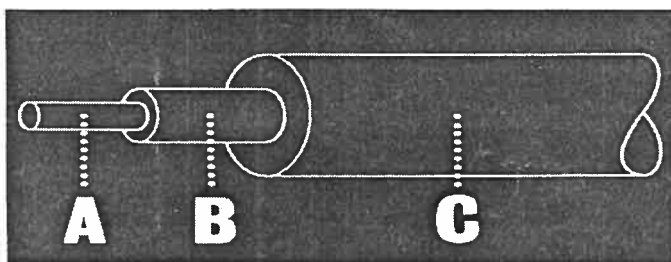


*Figure 2.11 : Boîtiers esthétiques.*

À la fin des années 1990, les fils esthétiques présents sur le marché étaient des échecs. Certains fils étaient recouverts ou enrobés afin de leur donner une couleur blanche. Ce revêtement ne résistait pas soit aux forces de la mastication, soit à l'activité enzymatique présente dans la cavité buccale, soit aux deux. Les principaux problèmes rencontrés étaient la fissure, l'égratignure et la rugosité du revêtement (Marcincin et al., 1991; Nikolai, 1997). D'autres fils étaient constitués de matériaux transparents (Talass, 1992). Ces derniers étaient beaucoup plus esthétiques, mais leurs propriétés biomécaniques étaient pratiquement nulles.

### 2.6.1 Fil esthétique Optiflex®

En 1992, le Dr Talass, en collaboration avec la compagnieOrmco, a mis à la disposition des orthodontistes, pour la première fois dans l'histoire de la profession, un fil esthétique non-métallique appelé Optiflex®. Ce fil était composé de trois couches (figure 2.12) : 1) une partie centrale composée de dioxyde de silicone qui assure la force nécessaire pour bouger les dents; 2) une couche intermédiaire de résine de silicone qui augmente la force et qui protège la partie centrale contre l'humidité et 3) un recouvrement externe de nylon qui prévient les dommages au fil et qui augmente encore plus la force. Ce recouvrement réduit également la friction.



**Figure 2.12 : Fil Optiflex® : A. Corps en dioxyde de silicone. B. Couche intermédiaire de résine de silicone. C. Recouvrement de nylon.**

Optiflex® était offert en plusieurs dimensions et il était rond ou rectangulaire. Il était extrêmement esthétique (figure 2.13), puisqu'il était transparent. Il était flexible et résilient, il résistait aux taches et il exerçait une force légère et continue sur les dents, ce qui permettait de l'utiliser lors de l'alignement initial.



**Figure 2.13 : Fil esthétique Optiflex®.**

Cependant, son emploi était restreint à cause de la fracture possible du corps lorsqu'il était soumis à une force modérée ou lorsqu'il était plié. Il était donc contre-indiqué dans les situations suivantes :

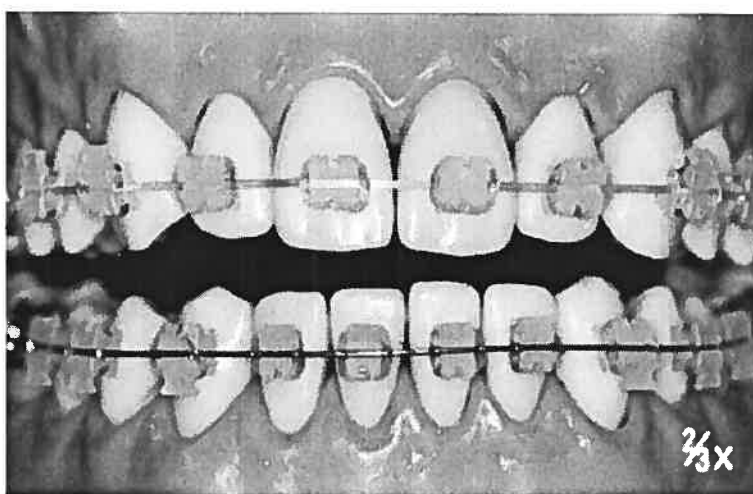
- chevauchement important,
- plis francs requis,
- utilisation de ligatures métalliques,
- cas avec arcade asymétrique,
- contrôle adéquat du torque,
- mécaniques de glissement,
- hygiène orale déficiente,
- diète très dure,
- musculature excessivement forte.

Une étude de Dickson et al., en 1994, a démontré que le fil Optiflex® produit une résistance frictionnelle statique relativement basse. Ce fil devait aussi être manipulé avec soin sans utiliser d'instruments aiguisés. En plus, les patients étaient toujours

décus lorsque la phase utilisant des fils métalliques devait débiter. L'Optiflex<sup>®</sup> n'a pas passé l'épreuve du temps et il a été retiré du marché en 1999.

### 2.6.2 Fils FRP ou Fiber-Reinforced Polymer

En 1998 et 1999, Imai et al. publient les résultats de leur travaux sur les fils FRP, c'est-à-dire « Fiber-Reinforced Polymer » (figure 2.14).



*Figure 2.14 : Comparaison entre un fil FRP à l'arcade supérieure et un fil standard en chrome-cobalt à l'arcade inférieure (Imai et al., 1998).*

Ils mentionnent qu'il y a deux façons d'obtenir la structure d'un polymère renforcé avec des fibres. La première est avec une seule fibre dont le diamètre du corps est relativement large, et la deuxième est avec plusieurs fibres de petit diamètre juxtaposées longitudinalement les unes aux côtés des autres.

Selon les auteurs, la deuxième possibilité est préférable puisqu'elle possède plusieurs facteurs qui permettent de contrôler les propriétés des fils. La composition des fils FRP réunit une combinaison de fibres de verre  $\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3$  (CPSA) et une matrice de poly-méthyl-méthacrylate (PMMA) par un procédé de *hot drawing*. La

surface des fils est traitée avec un agent couplant, le silane  $\gamma$ -méthacryloxy-propyl-triméthoxy, afin d'améliorer le lien adhésif à l'interface des fibres et de la matrice de polymère.

Les fils obtenus dans cette expérience sont caractérisés comme suit : le diamètre total d'un fil est de 0,5 mm, le diamètre des fibres de verre CPSA varie d'un fil à l'autre entre 8 et 20  $\mu\text{m}$  et constituent 29 % à 60 % de la fraction volumique du fil. Les fibres de verre sont distribuées uniformément à l'intérieur de la matrice et elles sont toutes orientées de façon unidirectionnelle, soit dans le sens de la longueur du fil. Les fils obtenus ont été soumis à un test de pliage en trois points afin d'évaluer leurs propriétés : ils sont esthétiques, biocompatibles et flexibles. Les courbes de force / déflexion (N / mm) obtenues sont similaires à celles des fils en nickel-titane lorsque la fraction volumique des fibres dans le fil est de 29 % et similaires à celles des fils en chrome-cobalt lorsque la fraction volumique des fibres est de 60 % (figure 2.15). Ceci vient montrer que le rapport force / déflexion varie en fonction de la fraction volumique des fibres à l'intérieur du fil plutôt que selon le diamètre des fibres.

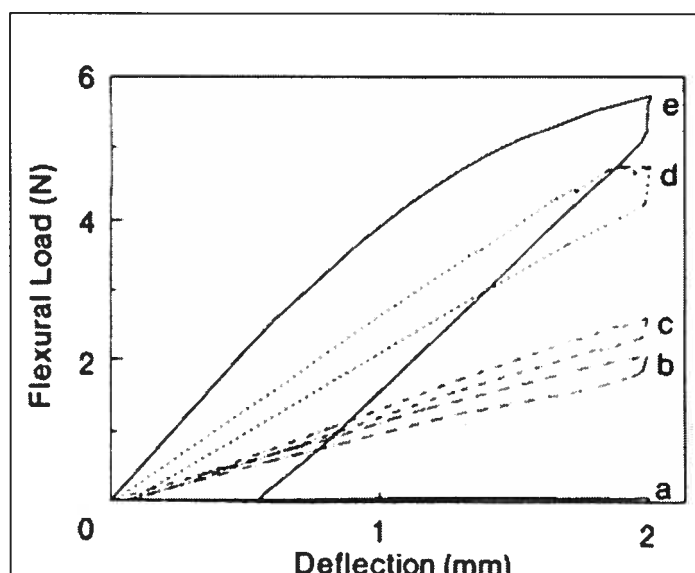
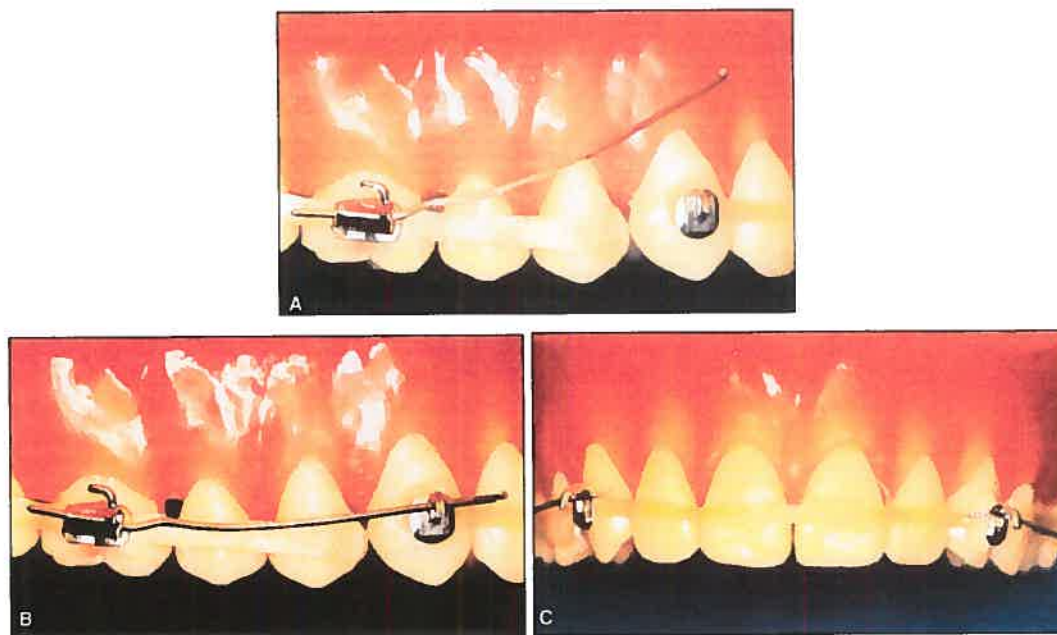


Figure 2.15 : Courbes force/déflexion de différents fils orthodontiques : a. PMMA, b. Nickel-titane c. FRP (fraction volumique 29 %), d. FRP (60 %), e. Chrome-cobalt. (Imai et al., 1998).

La force des fils FRP augmente en même temps que la fraction volumique des fibres augmente et les courbes montrent une bonne mémoire élastique de ces fils. Il serait donc possible de contrôler précisément le niveau de force en changeant la quantité de fibres, tout en conservant le même diamètre de fil. Ces fils FRP qui semblent très intéressants et prometteurs nécessitent cependant des examens supplémentaires avant d'être mis sur le marché.

### ***2.6.3 FRC ou Fiber-Reinforced Composite***

En 2001, Freudenthaler, Tischler et Burstone ont publié un article concernant l'utilisation des composites renforcés de fibres (FRC) en orthodontie. Il s'agit de longs composites (bis-GMA) à l'intérieur desquels sont intégrés des fibres de verre continues partiellement polymérisées et qui peuvent être facilement formées avant leur polymérisation finale effectuée à la lumière. Les segments ainsi formés sont nommés des barres (figure 2.16). Ces dernières ont trois fonctions possibles : la contention, l'ancrage et le mouvement d'une dent.



**Figure 2.16 : Une barre antérieure et deux barres postérieures de composite renforcées de fibres avec des tubes et des crochets collés directement sur les barres. A. Fil passif. B et C. Fils actifs.**



## 2.7 Études *in vitro* récentes sur les fils orthodontiques esthétiques

La littérature actuelle ne rapporte pratiquement aucune information sur les développements récents des nouveaux fils orthodontiques esthétiques. Ce qui ressort de certaines discussions où ils ne sont que mentionnés est que, malgré la recherche très active dans ce domaine, le fil esthétique dont les propriétés sont égales ou supérieures à celles des fils présentement utilisés n'a pas encore vu le jour.

En 1979, un article de Greenberg et Kusy, sur les recouvrements des fils orthodontiques, stipule qu'un fil recouvert d'un polymère composite et qu'un fil recouvert de polytétrafluoroéthylène (PTFE) abaissent significativement le coefficient de friction comparativement à l'acier inoxydable.

En 1991, Marcincin et al. ont testé la force, la rigidité et la zone élastique de fils ronds en acier inoxydable, en nickel-titane et leur équivalent recouvert de Teflon®. Les conclusions sont contraires à ce que revendiquent les compagnies orthodontiques, c'est-à-dire que ces fils recouverts n'ont pas les mêmes propriétés que leurs équivalents conventionnels.

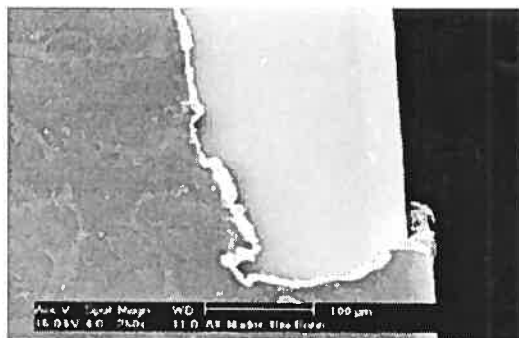
En 1994, Dickson et al. ont évalué les caractéristiques frictionnelles de plusieurs fils, dont un en acier inoxydable recouvert d'époxy. Les résultats sont très décevants. Ce fil montre une résistance frictionnelle beaucoup plus élevée que pour toutes les autres sortes de fils, autant en configuration passive qu'en configuration active. L'époxy s'est fait délaminé (Nanda, 1997) de la surface du fil et les auteurs concluent que ce phénomène a favorisé le bandage.

Récemment, il n'existe que deux publications à ce sujet dans la littérature orthodontique, dont une seule étude frictionnelle. Par contre, des fils esthétiques blancs ou de la couleur des dents en nickel-titane et en acier inoxydable existent et ils sont déjà en vente par les compagnies orthodontiques. Ces fils possèdent toutefois des indications plus restreintes que leurs homologues non-esthétiques. Cependant, vu

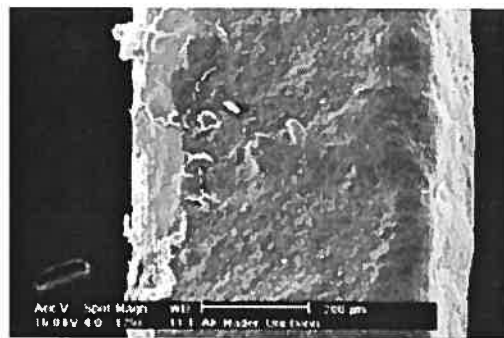
la demande esthétique grandissante, ces fils viennent quand même s'ajouter à l'inventaire déjà considérable de l'orthodontiste.

En 2002, Husmann et al. ont réalisé une étude *in vitro* sur des nouveaux fils munis d'un revêtement esthétique. Le but était d'évaluer si ces fils pouvaient réduire les pertes frictionnelles encourues lors des mécaniques de glissement. Ces pertes ont été calculées, à l'aide d'un montage qui simulait une rétraction canine, en soustrayant la force au niveau de la canine à la force appliquée par un ressort. Les spécimens étudiés possédaient des revêtements soit en Teflon<sup>®</sup>, soit en polyéthylène, ou alors ils étaient traités par implantation ionique. Les résultats indiquent que tous ces fils diminuent les pertes frictionnelles comparativement à leurs homologues conventionnels, c'est-à-dire non-recouverts ou non-traités. Les fils avec Teflon<sup>®</sup> ont produit les meilleurs résultats. Ils ont abaissé ces pertes à moins de 10 % de la force appliquée dans certains cas. De plus, avec la microscopie électronique à balayage, les auteurs n'ont pu établir une corrélation entre la rugosité de surface et les forces frictionnelles, ce qui est en accord avec Prosski (1991). Une des faiblesses de cette recherche est que chaque groupe testé ne comprenait que cinq échantillons. De plus, les auteurs ne font aucune référence à l'inclinaison de deuxième ordre qui se produit lors des mécaniques de glissement. Cette lacune diminue considérablement la qualité des comparaisons avec d'autres études.

Un autre étude publiée par le même groupe de chercheurs (Neumann et al., 2002) a évalué la résistance à la corrosion des mêmes échantillons, ainsi que la résistance à la fracture en simulant des flexions causées par la mastication. Les résultats indiquent que les fils recouverts de Teflon<sup>®</sup> ont empêché toute corrosion, jusqu'à ce que le recouvrement fracture et expose le métal sous-jacent. De plus, la couche de Teflon<sup>®</sup> ne résiste pas aux tests de flexion et elle fracture (figures 2.17 et 2.18).



*Figure 2.17 : Fil en acier inoxydable recouvert de Teflon® (Neumann et al., 2002).*



*Figure 2.18 : Fil en nickel-titane recouvert de Teflon® (Neumann et al., 2002).*

Ces deux études sont les seules qui traitent des fils orthodontiques esthétiques en acier inoxydable dotés d'un recouvrement. Donc à ce jour, les informations sur cette innovation sont rarissimes. Cette coloration esthétique n'est pas une modification de surface, comparativement aux fils traités par implantation ionique (Husmann et al., 2002). Les fils recouverts de Teflon® sont fabriqués par un processus d'atomisation en utilisant l'air comprimé comme véhicule de transport pour les particules de Teflon® atomisées. Cette couche déposée a généralement une épaisseur de 20 à 25 µm et sa coloration se rapproche de celle des dents, d'où l'appellation esthétique et également l'intérêt de ces fils. Ensuite, le fil est chauffé dans un fourneau et le résultat est une couche dont la surface est finement structurée. Les propriétés frictionnelles sont excellentes et l'adhérence au substrat métallique sous-jacent est adéquate.

Le Teflon® a été découvert fortuitement au New Jersey par le chimiste Dr Roy J. Plunkett, dans le laboratoire de DuPont en 1938. En travaillant sur des gaz réfrigérants reliés au Fréon®, on s'aperçut qu'un échantillon de tétrafluoroéthylène (TFE) gelé et comprimé avait spontanément polymérisé en un solide cireux blanc pour former du polytétrafluoroéthylène (PTFE). Le PTFE est inerte envers tous les produits chimiques et il est considéré comme le plus glissant de tous les matériaux existants. La marque déposée du Teflon® a été enregistrée en 1945.

À la base, le tétrafluoroéthylène est un gaz possiblement carcinogène chez l'humain. En effet, des études animales ont démontré son potentiel de transformation maligne au niveau de plusieurs organes (NTP, 1997). Par contre, aucune étude n'a été rapportée sur la relation entre l'exposition au TFE et le cancer chez l'humain (IARC, 1999). Pour sa part, le PTFE ne pose aucun risque de toxicité dans des conditions d'utilisation normale. Par contre, s'il est chauffé à des températures entre 300°C et 500°C, des gaz peuvent se dégager et causer des symptômes.

Plus récemment, en 2003, Mendes et Rossouw ont publié une étude sur la friction de certains fils. Parmi les spécimens testés, un fil en nickel-titane de la compagnie Cerum Ortho Organizers est recouvert premièrement d'une couche de plastique et deuxièmement d'une couche de silicone. Selon les dires de la compagnie, la première résiste à la coloration extrinsèque et aux craquelures, et la suivante diminue la friction. Les résultats indiquent que la friction offerte par ce fil est comparable ou inférieure à celle produite par les fils en nickel-titane conventionnel indépendamment du boîtier, à l'exception du boîtier Speed. En effet, le revêtement s'est brisé avec ce boîtier et les débris ont obstrué la portière Speed. Cette étude est la seule au sujet de ce fil esthétique.

## **CHAPITRE 3**

### **OBJECTIFS DE L'ÉTUDE**

### 3. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

---

Les exigences des patients face à l'orthodontie deviennent de plus en plus orientées vers l'esthétique, particulièrement en ce qui concerne l'appareillage utilisé, en plus du résultat thérapeutique obtenu. Les fils possédant une coloration esthétique ont été commercialisés récemment, et il n'existe que très peu d'études sur ce sujet. Plusieurs orthodontistes les utilisent malgré tout et ils découvrent les forces et les faiblesses de ces fils par leur propre expérience. Ce projet vise à fournir des données scientifiques et objectives afin de mieux comprendre ces fils, et par le fait même, à apporter des suggestions aux fabricants et aux cliniciens pour améliorer le produit et son utilisation.

L'hypothèse de recherche du projet est la suivante : la coloration esthétique des fils testés augmente la résistance au glissement à l'intérieur de la lumière des boîtiers en céramique lors de mécaniques de glissement en fermeture d'espaces. Cette résistance sera testée *in vitro* en configurations passive et active.

Par la suite, l'observation subjective des fils testés sous microscope électronique à balayage viendra nous aider à comprendre et à expliquer les résultats obtenus. Également, la résistance de la coloration esthétique sera évaluée.

Cette étude permettra aussi d'identifier si un fil offre un comportement frictionnel supérieur avec l'un ou l'autre des deux boîtiers employés et ainsi de découvrir des combinaisons fil / boîtier efficaces.

L'importance de la notion de la force optimale à appliquer pour obtenir un mouvement dentaire optimal n'est pas à négliger. C'est pourquoi il est nécessaire d'amasser un maximum d'informations sur les matériaux que l'on utilise afin d'en tirer le meilleur rendement possible.

## **CHAPITRE 4**

# **TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE**

## 4. TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE

---

Ce chapitre décrit le protocole expérimental utilisé pour les tests de friction ainsi que l'analyse par microscopie électronique à balayage (Scanning Electron Microscopy - SEM).

### 4.1 Matériel et méthodes

#### 4.1.1 Échantillon de fils orthodontiques

Les critères d'inclusion des fils sont les suivants : (1) des fils en acier inoxydable de sections 0,018" x 0,025" et 0,019" x 0,025" recouverts d'une coloration esthétique, (2) des fils vierges et sans défaut de fabrication. Il est important de spécifier que pour chaque groupe de fils testé, les échantillons provenaient du même lot.

Les fils d'acier inoxydable rectangulaires 0,019" x 0,025" ont été choisis dans cette étude car ce sont les fils les plus utilisés par les orthodontistes lors de mécaniques de glissement avec des boîtiers ayant des lumières de 0,022" de hauteur (Kusy et Whitley, 1997; McLaughlin et Bennett, 2003). Les fils 0,018" x 0,025" ont également été sélectionnés afin d'obtenir un plus vaste éventail de données puisque aucune étude n'est encore parue sur le sujet. Le tableau III présente les fils à l'étude.



| Groupes          | Noms commerciaux       | Abrévia-tions | Manufacturiers          | Dimensions      | Identification (# Lot) |
|------------------|------------------------|---------------|-------------------------|-----------------|------------------------|
| Contrôle         | Stainless Steel        | SS            | Ormco                   | 0,018" x 0,025" | 04A324A                |
|                  |                        |               |                         | 0,019" x 0,025" | 04A308A                |
| Fils esthétiques | Ultraesthetic™         | ULT           | G&H                     | 0,018" x 0,025" | 54611                  |
|                  |                        |               |                         | 0,019" x 0,025" | 53550                  |
|                  | Spectra™               | SPE           | GAC International, Inc. | 0,018" x 0,024" | 56285                  |
|                  |                        |               |                         | 0,019" x 0,027" | 44263                  |
|                  | Remanium® "White Wire" | REM           | Dentaurum, Inc.         | 0,018" x 0,025" | 4183                   |
|                  |                        |               |                         | 0,019" x 0,025" | 4182                   |
|                  | Confidential™          | CON           | ClassOne Orthodontics   | 0,018" x 0,025" | 52242                  |
|                  |                        |               |                         | 0,019" x 0,025" | 52381                  |
|                  | Pearlton™              | PEA           | TP Orthodontics, Inc.   | 0,018" x 0,025" | 0764005                |
|                  |                        |               |                         | 0,019" x 0,025" | 3223004                |

*Tableau III : Fils orthodontiques à l'étude.*

Chacun de ces fils a été testé dans les deux sections, 0,018" x 0,025" et 0,019" x 0,025". La présente étude a évalué 15 échantillons par groupe.

Malgré les spécifications des manufacturiers dans leurs catalogues, les fils esthétiques de section 0,018" x 0,025" ou 0,019" x 0,025" possèdent en réalité d'autres dimensions. Seule la compagnie GAC indique clairement que ses fils ont une section différente des fils conventionnels : 0,018" x 0,024" et 0,019" x 0,027". On retrouve dans les tableaux IV et V les dimensions des fils telles que publiées par les compagnies orthodontiques. Ces mêmes fils ont été mesurés avec un compas à calibrer électronique (Orthopli Corporation) et les tableaux VI et VII montrent ces valeurs réelles. Il est à noter que les mesures se sont avérées très inconstantes pour les fils Confidential™ et Ultraesthetic™, surtout pour le 0,018" x 0,025".

| Fils 0,018" x 0,025"        | Hauteur | Largeur |
|-----------------------------|---------|---------|
| Stainless Steel             | 0,018   | 0,025   |
| Ultraesthetic <sup>TM</sup> | 0,018   | 0,025   |
| Spectra <sup>TM</sup>       | 0,018   | 0,024   |
| Remanium <sup>®</sup>       | 0,018   | 0,025   |
| Confidential <sup>TM</sup>  | 0,018   | 0,025   |
| Pearlton <sup>TM</sup>      | 0,018   | 0,025   |

*Tableau IV : Dimensions des fils 0,018" x 0,025" publiées par les compagnies orthodontiques.*

| Fils 0,019" x 0,025"        | Hauteur | Largeur |
|-----------------------------|---------|---------|
| Stainless Steel             | 0,019   | 0,025   |
| Ultraesthetic <sup>TM</sup> | 0,019   | 0,025   |
| Spectra <sup>TM</sup>       | 0,019   | 0,027   |
| Remanium <sup>®</sup>       | 0,019   | 0,025   |
| Confidential <sup>TM</sup>  | 0,019   | 0,025   |
| Pearlton <sup>TM</sup>      | 0,019   | 0,025   |

*Tableau V : Dimensions des fils 0,019" x 0,025" publiées par les compagnies orthodontiques.*

| Fils<br>0,018" x 0,025"     | Revêtement |         | Métal   |         |
|-----------------------------|------------|---------|---------|---------|
|                             | Hauteur    | Largeur | Hauteur | Largeur |
| Stainless Steel             | -          | -       | 0,018   | 0,025   |
| Ultraesthetic <sup>TM</sup> | 0,018      | 0,0245  | 0,0155  | 0,0215  |
| Spectra <sup>TM</sup>       | 0,018      | 0,024   | 0,016   | 0,022   |
| Remanium <sup>®</sup>       | 0,0185     | 0,029   | 0,0175  | 0,025   |
| Confidential <sup>TM</sup>  | 0,0185     | 0,024   | 0,015   | 0,0215  |
| Pearlton <sup>TM</sup>      | 0,0175     | 0,026   | 0,0175  | 0,025   |

*Tableau VI : Dimensions réelles des fils 0,018" x 0,025".*

| Fils<br>0,019" x 0,025"     | Revêtement |         | Métal   |         |
|-----------------------------|------------|---------|---------|---------|
|                             | Hauteur    | Largeur | Hauteur | Largeur |
| Stainless Steel             | -          | -       | 0,019   | 0,025   |
| Ultraesthetic <sup>TM</sup> | 0,019      | 0,027   | 0,0165  | 0,0245  |
| Spectra <sup>TM</sup>       | 0,019      | 0,0275  | 0,017   | 0,025   |
| Remanium <sup>®</sup>       | 0,0195     | 0,027   | 0,019   | 0,025   |
| Confidential <sup>TM</sup>  | 0,020      | 0,028   | 0,0165  | 0,025   |
| Pearlton <sup>TM</sup>      | 0,0185     | 0,0255  | 0,0185  | 0,025   |

*Tableau VII : Dimensions réelles des fils 0,019" x 0,025".*

### 4.1.2 Boîtiers orthodontiques esthétiques

Les deux boîtiers en céramique utilisés ont été choisis d'après l'étude de Gratton (2004) sur la résistance au glissement de différents boîtiers orthodontiques esthétiques. Les boîtiers Clarity™ et MXI™ ont démontré le meilleur comportement frictonnel lors de cette étude. Par conséquent, Clarity™ et Invu™ ont été sélectionnés, puisque MXI™ est discontinué et Invu™ est maintenant son successeur.

| Boîtiers | Manufacturiers        | Matériau                 | Fabrication                          | Dimension de la lumière | Identification (# Lot) |
|----------|-----------------------|--------------------------|--------------------------------------|-------------------------|------------------------|
| Clarity™ | 3M Unitek             | Alumine poly-cristalline | Machiné et insert d'acier inoxydable | 0,022"                  | 011957300              |
| Invu™    | TP Orthodontics, Inc. | Alumine poly-cristalline | Céramique injectée dans un moule     | 0,022"                  | 29333PSC               |

*Tableau VIII : Boîtiers orthodontiques utilisés pour l'étude.*

L'intérêt de l'utilisation de ces deux boîtiers est que le matériau de la surface en contact avec le fil orthodontique diffère. Le boîtier Clarity™ (figure 4.1) est fait d'alumine polycristalline machinée et il possède une glissière ou un insert en acier inoxydable. Cette glissière métallique renforce le boîtier, diminue la friction lors des mécaniques de glissement (Kusy et Whitley, 2001) et facilite le positionnement sur la dent. Le boîtier Invu™ (figure 4.2) est également fait d'alumine polycristalline. Cette dernière possède de bonnes propriétés esthétiques et une résistance à la fracture satisfaisante. La céramique du boîtier Invu™ est chauffée, liquéfiée et injectée dans un moule. Ce procédé rend leur produit plus résistant à la fracture et plus translucide.

Le fini lisse et lustré, donc sans puits ni fissure, diminuerait la friction selon les publicités de la compagnie TP Orthodontics. De plus, le moule est fabriqué de telle sorte que les arêtes mésiales et distales de la gorge du boîtier sont arrondies pour éviter d'encocher les fils, comparativement aux arêtes aiguës du boîtier Clarity™.



*Figure 4.1 : Boîtier Clarity™.*



*Figure 4.2 : Boîtier Invu™.*

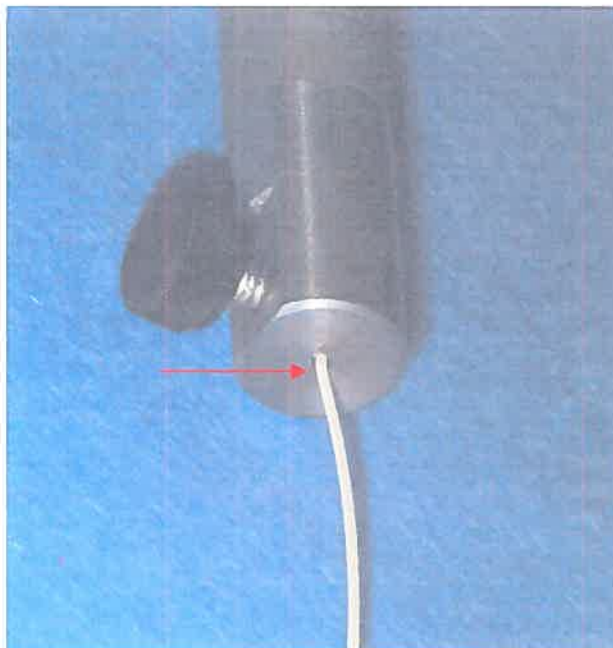
Les boîtiers sont tous fabriqués pour des canines supérieures droites et ils incorporent la prescription MBT™ (8° de tip et -7° de torque) avec 0,022" comme hauteur de lumière. De plus, les boîtiers ont été remplacés sur le montage entre chaque groupe de fils testés. Ils ont été nettoyés à l'éthanol 70% entre chaque essai.

### **4.1.3 Les tests de friction**

#### **4.1.3.1 Préparation des échantillons**

Chaque échantillon a été soumis à une inspection visuelle après avoir été sorti de son emballage individuel, afin de s'assurer qu'il n'y ait pas de défaut de manufacture ou que le fil n'ait pas été plié ou abîmé lors du transport ou autre. Ensuite, le fil est nettoyé à l'éthanol 70% et la partie qui sera testée ne sera jamais touchée par

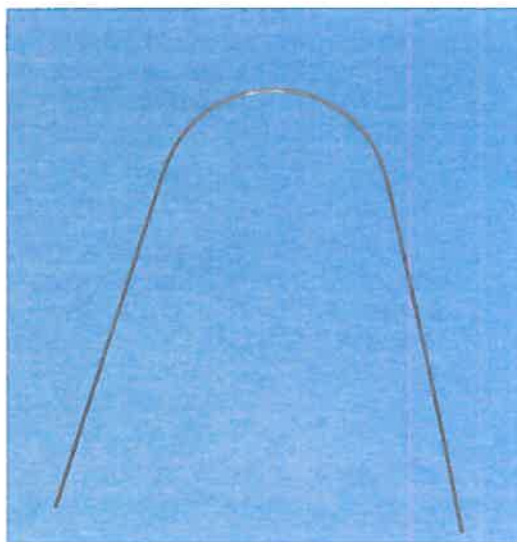
l'opérateur. Le fil qui a une forme d'arcade dentaire est sectionné en son centre et cette extrémité coupée sera engagée dans une pince située sur la portion transversale mobile de l'Instron 4201 (figure 4.3). Un pli est effectué dans le fil à la sortie de la pince pour diriger l'hémi-arcade verticalement de sorte que le fil puisse être ligaturé dans le boîtier. Il aurait été plus simple d'utiliser des fils droits, mais les fils esthétiques ne sont disponibles que sous forme d'arcade.



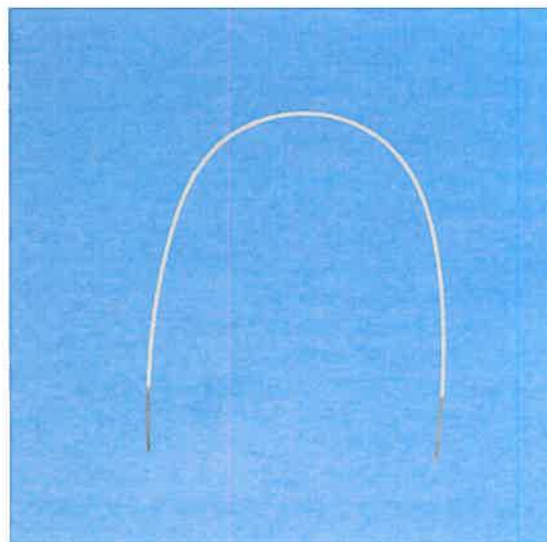
*Figure 4.3 : Pli dans le fil à la sortie de la pince.*

Les compagnies orthodontiques n'offrent pas toutes les mêmes formes d'arcades. Les sections distales qui sont assez rectilignes pour la plupart des marques de fils ont donc été soumises aux essais, afin de diminuer la variabilité due à la forme d'arcade.

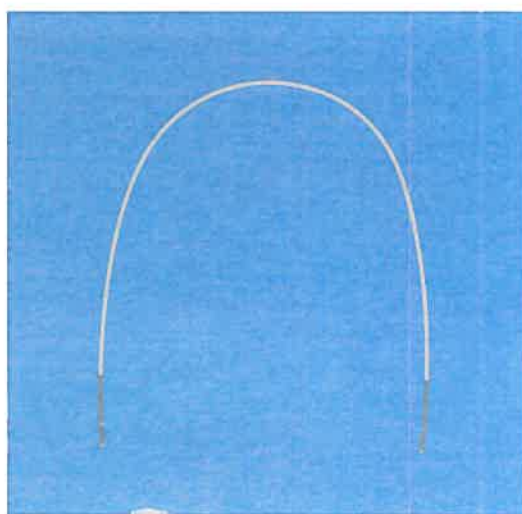
Les figures 4.4 à 4.9 montrent les formes d'arcades des fils de sections 0,019" x 0,025". Les fils 0,018" x 0,025" possèdent exactement les mêmes formes d'arcades.



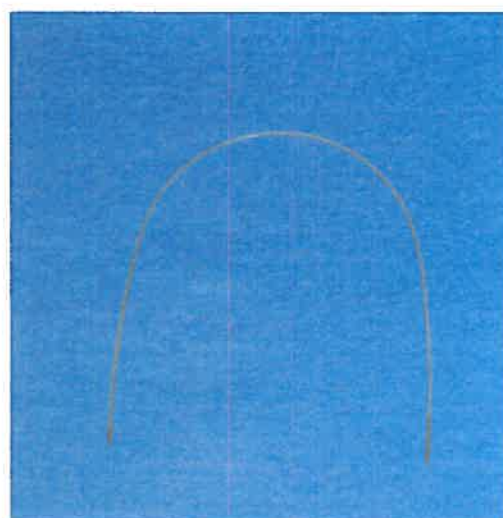
**Figure 4.4 : Forme d'arcade des fils en acier inoxydable (contrôle).**



**Figure 4.5 : Forme d'arcade des fils Ultraesthetic™.**

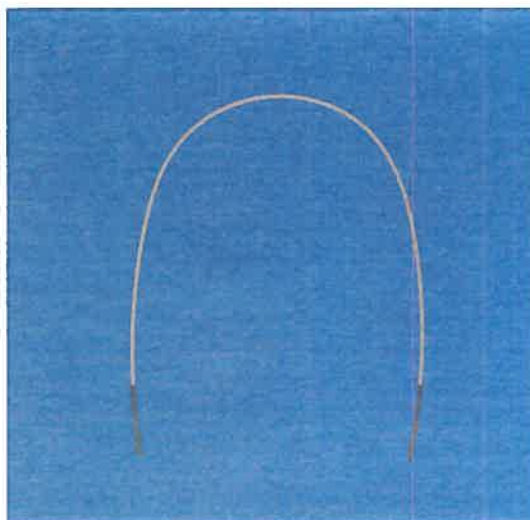


**Figure 4.6 : Forme d'arcade des fils Spectra™.**

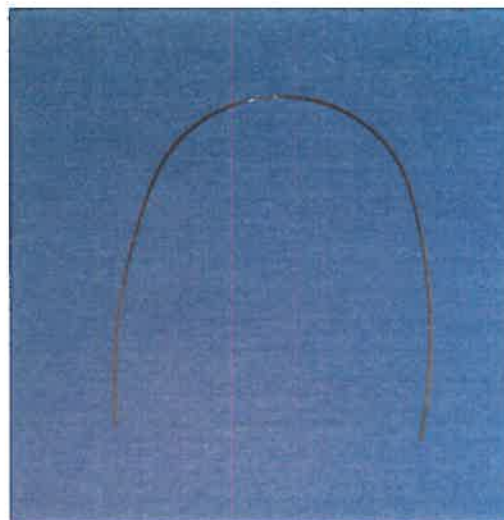


**Figure 4.7 : Forme d'arcade des fils Remanium®.**



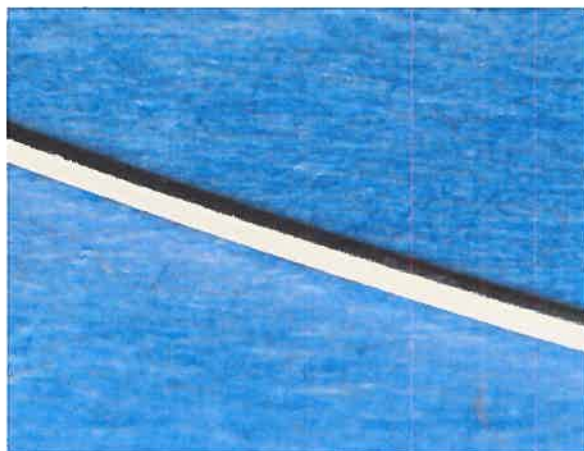


**Figure 4.8 : Forme d'arcade des fils Confidential™.**

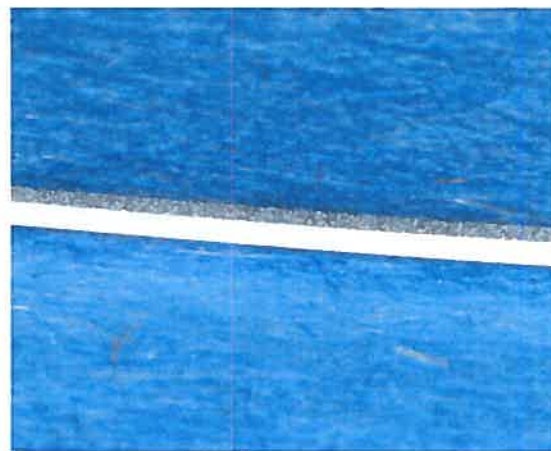


**Figure 4.9 : Forme d'arcade des fils Pearlstone™.**

Bien que les compagnies qualifient leur coloration esthétique de secrète, les examens visuels macroscopiques (figures 4.10 et 4.11) et microscopiques laissent supposer que certaines compagnies ont peut-être recours au même fournisseur, tandis que d'autres ont leur propre procédé.



**Figure 4.10 : Fil Pearlstone™.**



**Figure 4.11 : Fil Remanium®.**

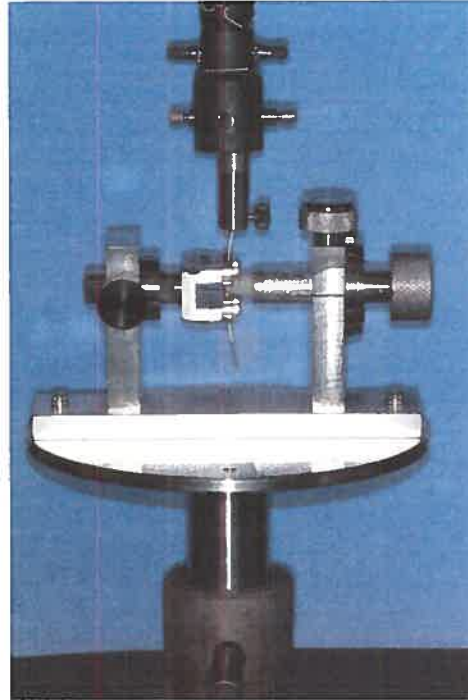
#### 4.1.3.2 Moyen de ligature

Les modules élastomériques Super Slick® (TP Orthodontics, Inc.) ont été privilégiés, car Hain et ses collaborateurs (2003) ont récemment démontré qu'ils sont supérieurs aux autres types de ligatures élastomériques et métalliques. Ces modules élastomériques ont été utilisés après avoir subi un pré-étirement de 48 heures. En effet, selon l'étude de Wanono (2003), ces ligatures montrent une variabilité intra-groupe initiale importante et ils appliquent une force élevée sur le fil lors de l'installation. Après 24 heures d'étirement, cette variabilité diminue sérieusement et la force appliquée est réduite de 45 %. Après une période de deux semaines, la force résiduelle est de 43 %. Puisque la déperdition des forces est très faible à partir de la deuxième journée, un pré-étirement de 48 heures avant d'effectuer les tests assure de minimiser toute variabilité due aux ligatures et ainsi, de réduire la force appliquée par celles-ci. Pour ce faire, un fil en acier inoxydable 0,019" x 0,025" a été ligaturé sur des boîtiers jumeaux métalliques deux jours avant l'utilisation des modules.

#### 4.1.3.3 Montage

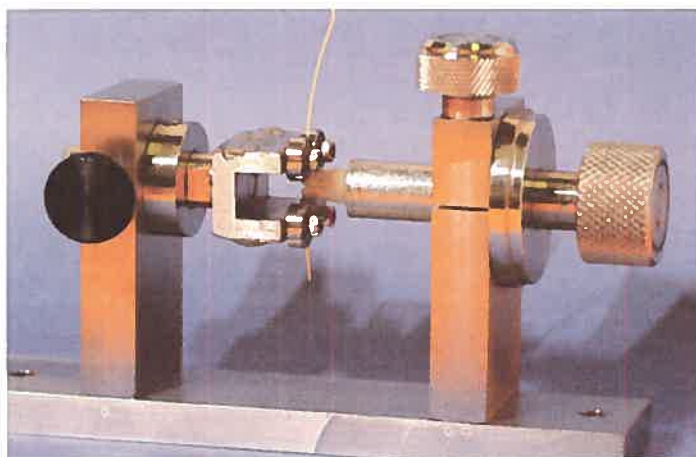
Le montage est un assemblage de pièces d'acier inoxydable fixé sur la base d'un appareil Instron 4201 (figure 4.12). Il est le même montage que Gratton (2004) a utilisé pour son étude, mais avec une modification, et il est inspiré de la méthodologie de Kusy qui est la référence en matière de friction (Proffit, 2000). Kusy et son équipe contrôlent la force normale appliquée sur le fil avec une cellule de charge supplémentaire. Il nous était impossible de réaliser un tel montage alors nous avons éliminé ce moniteur de force normale. La force normale est appliquée par la ligature élastomérique.



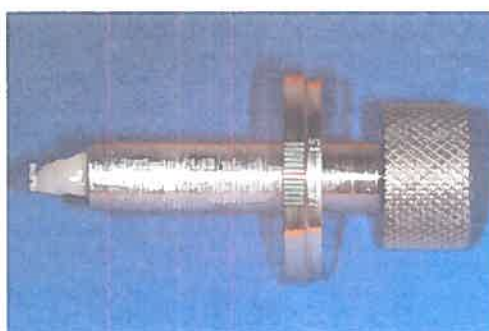


*Figure 4.12 : Montage fixé sur la base de l'appareil Instron 4201.*

Le montage est composé de deux parties principales (figure 4.13). La première est constituée d'un cylindre pivotant dont la base incorpore un rapporteur d'angle pour ajuster l'inclinaison de la lumière du boîtier par rapport à l'axe de glissement (figures 4.14 et 4.15). L'ajustement de cet angle permet d'effectuer des tests de friction en configurations passive et active. Le boîtier est collé à l'extrémité de ce cylindre sur un monticule de composite de forme conique. Cet ajout de composite était nécessaire pour éviter une interférence entre la partie métallique du cylindre et le système de roulement à billes sans friction.



**Figure 4.13 : Montage : cylindre pivotant et rapporteur d'angle à droite et système de roulement à billes sans friction à gauche.**

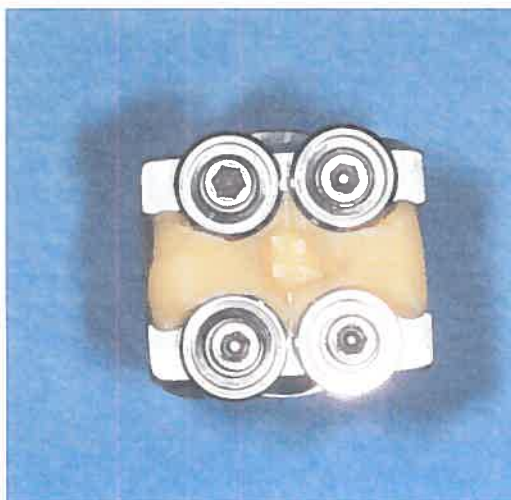


**Figure 4.14 : Cylindre pivotant et rapporteur d'angle.**



**Figure 4.15 : Cylindre pivotant avec un boîtier en son centre.**

Le boîtier est collé avec du composite orthodontique Transbond XT de la compagnie 3M/Unitek. Pour prévenir toute erreur due au positionnement du boîtier et à l'expression de sa prescription, un index en résine de méthylmétacrylate a été utilisé afin de standardiser le positionnement de chaque boîtier et de neutraliser la prescription. L'index de repositionnement a été construit avec un fil de section 0,0215" x 0,028" ligaturé et positionné passivement dans le système de roulement à billes (figures 4.16 et 4.17).



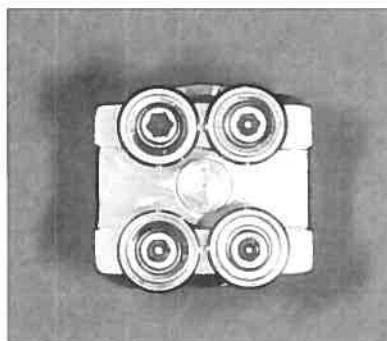
***Figure 4.16 : Système de roulement à billes sans friction avec l'index de repositionnement en place.***



***Figure 4.17 : Index de repositionnement en résine de méthylmétacrylate.***

La deuxième partie est un système de roulement à billes sans friction (figure 4.18). Ses dimensions diffèrent cependant de celles employées par Gratton (2004). Les fils esthétiques ayant une forme d'arcade, la distance entre les deux côtés du système de

roulement à billes ne pouvait être aussi considérable, sans quoi les fils seraient entraînés hors de ce système lorsqu'ils seraient tractés pendant les essais.



*Figure 4.18 : Système de roulement à billes sans friction.*

Les dimensions choisies simulent la fin de la phase de fermeture d'espace lors de la rétraction d'une canine supérieure. Le montage recrée donc une situation où l'inclinaison de deuxième ordre est maximale. À ce moment précis, la résistance au glissement est à son apogée. Cette situation a été adoptée puisqu'elle permettra d'enregistrer de grandes valeurs de résistance au glissement. De cette manière, aucune situation clinique n'aura été sous-estimée.

#### **4.1.3.4 Exécution des tests**

Les tests ont été réalisés à température et conditions atmosphériques ambiantes, c'est-à-dire à 22°C et à 50 % d'humidité, tout comme dans le protocole de Willems et al. (2001). Bien que ces conditions ne représentent pas le milieu oral, Kusy et Whitley (1997) affirment qu'il est préférable et approprié d'exécuter les tests de friction dans ce type d'environnement. Nous avons choisis cette méthodologie pour obtenir des résultats qui pourront être comparés à ceux de la littérature. Également, puisque la littérature orthodontique est très controversée quant aux avantages de l'utilisation d'un milieu humide, il nous semblait tout à fait convenable de simplifier notre

protocole. De plus, selon les différents constituants de salive artificielle, on ne sait pas si l'effet sera adhésif ou lubrifiant.

L'appareil Instron 4201 (figure 4.19) a été configuré pour que la portion transversale mobile (portion qui monte) exerce une traction sur le fil à une vitesse de 10 mm/min sur une distance totale de 5 mm. Ces paramètres sont identiques à ceux utilisés par Kusy et ses collaborateurs (1992), Burstone et Farzin-Nia (1995), El-Khatib (2001) et Gratton (2004). La cellule de charge utilisée permet d'enregistrer des forces allant de zéro à 1000 N. La mise à zéro de l'appareil a été réalisée avant chaque essai.



**Figure 4.19 : Appareil Instron 4201 avec le montage fixé sur sa base.**

Une attention particulière a été portée afin d'éviter les bruits et les mouvements dans le local d'expérimentation. Il est très important de minimiser les vibrations ambiantes pour prévenir toute influence sur le système.

La résistance au glissement mesurée correspond à la force de friction statique. Selon le groupe de Prosski (1991), il est préférable de mesurer la force de friction statique et non cinétique, puisque le mouvement dentaire orthodontique ne se fait pas à une vitesse constante et de manière ininterrompue. On mesure donc la force nécessaire pour initier le déplacement du fil dans notre système expérimental. Cette résistance au glissement correspond cliniquement à la perte partielle de la force appliquée sur un boîtier, dans une configuration déterminée.

Pour enregistrer la valeur de la résistance au glissement, il s'agit comme l'explique El-Khatib (2001), d'établir la courbe force-déplacement sur laquelle on obtient la mesure appropriée, c'est-à-dire le premier pic d'importance. Ce point correspond à  $f_{sm}$ , mesurée en Newton. Et en orthodontie,  $1N = 102g$  car on ne tient pas compte de l'accélération produite par les forces utilisées.

Pour obtenir le plus d'informations possible à propos des fils esthétiques, nous avons décidé de recueillir des valeurs en configuration passive et en configuration active. Pour avoir un système passif, il a fallu s'assurer manuellement qu'il n'y avait aucune résistance entre le fil et le boîtier en pivotant légèrement le cylindre sur lui-même.

Pour la configuration active, nous voulions avoir une mesure représentant une situation de bandage. Comme l'explique Gratton (2004), la largeur du boîtier et la hauteur de la lumière influencent l'index du boîtier. Les boîtiers de la présente étude possèdent tous une lumière de 0,022" de hauteur. Pour ce qui est de la largeur du boîtier, il s'avère approprié de citer l'explication de Gratton (2004) :

*« Il s'agit de calculer l'angle de contact critique théorique du boîtier le plus étroit afin d'établir des angles expérimentaux valables pour tous les groupes. Le boîtier le plus étroit est le "SPEED"; la largeur de ce boîtier tel que mesurée électroniquement par Thorstenson et Kusy (2002) est 0,093". Quel est l'angle critique minimal sur un fil 0,019" x 0,025"?*

$$\theta_c = 57.3 (\text{Index de clairance}) / (\text{Index du boîtier})$$

$$\theta_{c \text{ SPEED}} = 57.3 (1 - (0,019 / 0,022) / (0,093 / 0,022))$$

$$\theta_{c\text{ SPEED}} = 1,9^{\circ} . »$$

L'angle de contact critique pour le boîtier le moins large sur le marché (Speed, Strite Industries Limited) avec un fil 0,019" x 0,025" est donc 1,9°. Si l'on fait le même calcul avec un fil 0,018" x 0,025", voici ce que l'on obtient :

$$\theta_c = 57.3 (\text{Index de clairance}) / (\text{Index du boîtier})$$

$$\theta_{c\text{ SPEED}} = 57.3 (1 - (0,018 / 0,022) / (0,093 / 0,022))$$

$$\theta_{c\text{ SPEED}} = 2,5^{\circ} .$$

Évidemment, 1,9° et 2,5° sont des angles trop élevés pour la présente étude, car les boîtiers Clarity<sup>TM</sup> et Invu<sup>TM</sup> sont plus larges que le boîtier Speed. Donc en réalité, les angles critiques associés à ces deux boîtiers sont plus petits. Alors, avec un angle de 3°, nous nous assurons d'une situation active de bandage qui est possible cliniquement. Nous avons également choisi de procéder à des tests à 4,5° pour tenter de créer une situation active de morsure. Il était physiquement impossible d'opter pour un angle plus grand que 4,5°, puisque lors de nos résultats préliminaires, le collage ne résistait pas ou le boîtier fracturait. En effet, vu que les dimensions du système de roulement à billes sont réduites comparativement au montage de Gratton (2004) pour accommoder les formes d'arcades, le taux charge / déflexion des fils d'acier inoxydable est nettement plus élevé dans la présente étude.

Les tests portaient donc sur cinq différents fils esthétiques et un fil contrôle selon trois inclinaisons différentes et ce, dans les coupes transversales 0,018" x 0,025" et 0,019" x 0,025". Ces mêmes manipulations ont été effectuées avec deux boîtiers orthodontiques différents. Puisque chaque groupe comprend quinze échantillons, la totalité des essais frictionnels s'élève donc à 1080 tests.

#### ***4.1.4 Microscopie électronique à balayage (Scanning Electron Microscopy - SEM)***

Pour évaluer la résistance de la coloration des fils esthétiques soumis aux tests de friction, les échantillons ont été observés au microscope électronique à balayage à pression variable JSM-6460LV. Ce microscope permet l'observation des échantillons sans aucune préparation (évaporation de couche conductrice) et la pression variable utilise majoritairement les électrons rétrodiffusés.

##### **4.1.4.1 Préparation des échantillons et paramètres**

Après avoir subi le test de résistance au glissement, les spécimens à analyser au microscope ont été délicatement désassemblés du montage en prenant soin de ne pas toucher la partie qui a glissé dans la lumière du boîtier. La portion testée du fil a été coupée et déposée à l'aide de précelles sur un porte-échantillons sur lequel est placé un adhésif en carbone qui sera inséré sous vide dans le microscope. Les spécimens ont été analysés à un voltage de 20 kV, en mode rétrodiffusé et à un grossissement de 150X. Pour obtenir plus de détails, certains échantillons ont été observés à un grossissement de 1000X, 1500X et 2000X.

##### ***4.1.5 Analyse statistique***

Pour chaque groupe testé, la moyenne et l'écart-type ont été calculés. Ces résultats sont présentés à l'intérieur de tableaux et ils sont également illustrés sous forme de graphiques.

L'hypothèse de recherche est la suivante : la coloration esthétique des fils testés augmente la résistance au glissement à l'intérieur de la lumière des boîtiers en céramique. Afin de confirmer ou d'infirmer cette hypothèse de recherche, nous avons exécuté des analyses de variance univariée, des analyses de variance en mesures



répétées et des tests de comparaisons deux à deux Post Hoc selon la méthode Tukey HSD.

Par la suite, des sous-groupes homogènes ont été dressés pour imager les comparaisons multiples. Cette organisation permet de mieux visualiser les comportements des différents échantillons avec l'un ou l'autre des deux boîtiers utilisés.

Finalement, un test de comparaison « t » de Student pour deux groupes a été utilisé pour vérifier s'il existe une différence statistiquement significative entre les deux boîtiers, selon les valeurs de résistances moyennes obtenues pour un même fil et à une même inclinaison. La valeur « p » retenue comme seuil significatif est 0,05.

#### ***4.1.6 Sources d'erreurs***

Il est important de mentionner que toutes les manipulations ainsi que toutes les prises de données ont été exécutées par le même opérateur. Pendant les manipulations, une première source d'erreur provient de l'ajustement du zéro de l'appareil Instron. Cet ajustement doit obligatoirement être effectué avant chacun des tests.

La température ambiante est une source d'erreur négligeable, puisque la température de la pièce est maintenue constante. Une contamination du montage et des échantillons peut également mener à une mesure erronée. C'est pourquoi l'opérateur devait nettoyer tout le système avec de l'éthanol 70% avant d'effectuer chaque test. Le bruit, la circulation d'air et les vibrations environnantes représentent également des sources d'erreurs possibles.

Au moment de la lecture de la résistance au glissement, il était généralement facile de déterminer le premier pic d'importance. Par contre, la lecture était occasionnellement ambiguë et donc moins évidente à enregistrer. Lors du recueil des données, la

collection et l'enregistrement manuels de ces dernières constituent également des sources potentielles d'erreurs.

Malgré l'index en méthylmétacrylate, la mise en place du boîtier sur le cylindre demeure une étape très importante qui devait se faire avec une grande minutie. L'alignement de la lumière du boîtier avec la marque zéro sur le rapporteur d'angle est difficile à réaliser. Néanmoins, la passivité du système était vérifiée manuellement avant chaque mesure à  $0^\circ$  en pivotant légèrement le cylindre sur lui-même.

L'épaisseur des revêtements esthétiques n'est pas toujours constante. Cette variation est due au manufacturier et nous n'avons donc aucune emprise sur ce paramètre.

## **CHAPITRE 5**

### **DESCRIPTION DES RÉSULTATS**

## 5. DESCRIPTION DES RÉSULTATS

### 5.1 Tests de résistance au glissement

En utilisant le logiciel Microsoft Excel, les données de chaque groupe ont été compilées et les moyennes et les écarts-types ont été calculés. Les résultats obtenus sont présentés sous forme de tableaux (tableaux IX à XII). De plus, des graphiques ont été créés afin de mieux figurer ces résultats (figures 5.1 à 5.4).

| Fils<br>(0,018" x 0,025") | 0 degré (N)     | 3 degrés (N)    | 4,5 degrés (N)  |
|---------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Stainless Steel           | 1,2580 ± 0,1084 | 2,4176 ± 0,3942 | 3,3577 ± 0,8860 |
| Ultraesthetic™            | 1,5281 ± 0,1969 | 5,0649 ± 0,6157 | 6,0105 ± 0,9160 |
| Spectra™                  | 0,7146 ± 0,2097 | 2,0640 ± 0,6777 | 5,4289 ± 1,3710 |
| Remanium®                 | 1,2241 ± 0,1727 | 2,4557 ± 0,5636 | 5,9548 ± 1,2664 |
| Confidential™             | 0,8726 ± 0,2009 | 2,3005 ± 0,5407 | 5,4931 ± 1,0592 |
| Pearlstone™               | 1,2295 ± 0,1614 | 2,5358 ± 0,6369 | 3,7967 ± 0,9921 |

*Tableau IX : Moyennes et écart-types de la résistance au glissement (en Newtons) avec les fils 0,018" x 0,025" et avec le boîtier Clarity™, selon les trois différentes inclinaisons.*

| Fils<br>(0,018" x 0,025") | 0 degré (N)     | 3 degrés (N)    | 4,5 degrés (N)  |
|---------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Stainless Steel           | 1,0512 ± 0,1430 | 2,0513 ± 0,5047 | 2,9899 ± 0,4862 |
| Ultraesthetic™            | 1,1607 ± 0,1711 | 1,9666 ± 0,3147 | 4,3341 ± 0,6834 |
| Spectra™                  | 0,9794 ± 0,1761 | 1,6461 ± 0,2219 | 3,3166 ± 0,5685 |
| Remanium®                 | 1,4715 ± 0,1676 | 2,5143 ± 0,4776 | 4,5147 ± 1,0215 |
| Confidential™             | 1,0211 ± 0,1941 | 1,5227 ± 0,1727 | 3,2735 ± 0,6113 |
| Pearlstone™               | 1,1188 ± 0,1203 | 2,8692 ± 0,4851 | 4,0203 ± 0,7227 |

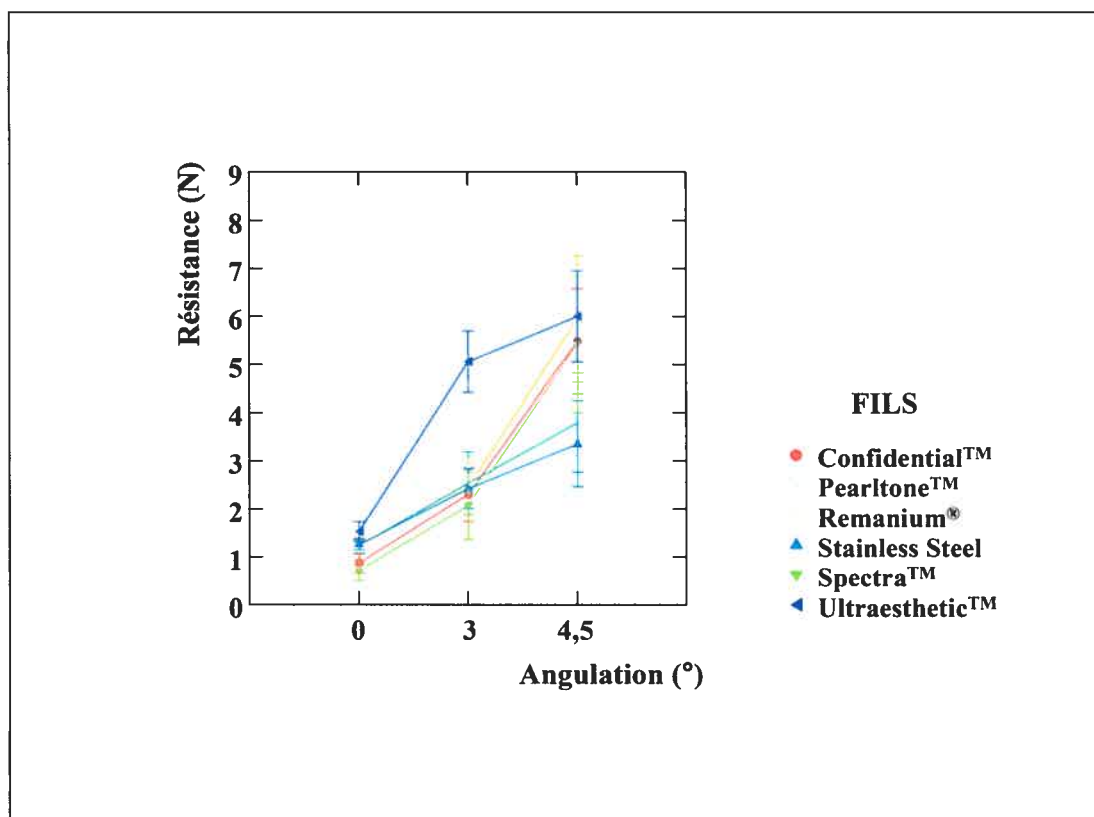
*Tableau X : Moyennes et écart-types de la résistance au glissement (en Newtons) avec les fils 0,018" x 0,025" et avec le boîtier Invu™, selon les trois différentes inclinaisons.*

| Fils<br>(0,019" x 0,025") | 0 degré (N)     | 3 degrés (N)    | 4,5 degrés (N)  |
|---------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Stainless Steel           | 1,2797 ± 0,1186 | 2,4064 ± 0,4433 | 3,8323 ± 0,6274 |
| Ultraesthetic™            | 1,3494 ± 0,1620 | 2,4210 ± 0,5635 | 6,2246 ± 1,4715 |
| Spectra™                  | 1,3968 ± 0,2196 | 2,5963 ± 0,3587 | 7,5193 ± 1,1623 |
| Remanium®                 | 1,4230 ± 0,1575 | 2,9866 ± 0,5180 | 5,6193 ± 0,8093 |
| Confidential™             | 1,2063 ± 0,0726 | 3,0125 ± 0,5848 | 7,7067 ± 0,4557 |
| Pearlton™                 | 0,9945 ± 0,1132 | 3,4455 ± 0,5743 | 5,6772 ± 0,8267 |

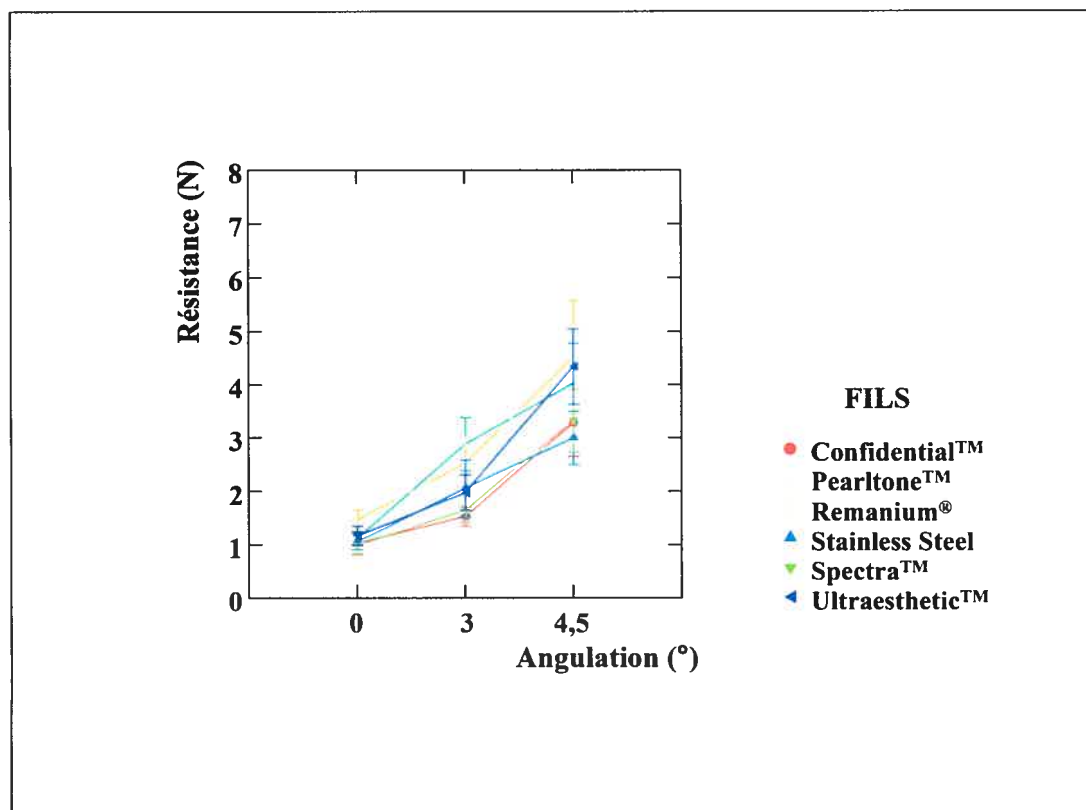
*Tableau XI : Moyennes et écart-types de la résistance au glissement (en Newtons) avec les fils 0,019" x 0,025" et avec le boîtier Clarity™, selon les trois différentes inclinaisons.*

| Fils<br>(0,019" x 0,025") | 0 degré (N)     | 3 degrés (N)    | 4,5 degrés (N)  |
|---------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Stainless Steel           | 1,1372 ± 0,0999 | 1,9269 ± 0,3415 | 2,7509 ± 0,4966 |
| Ultraesthetic™            | 1,5701 ± 0,2275 | 3,2442 ± 0,8996 | 4,6059 ± 0,8251 |
| Spectra™                  | 1,6451 ± 0,3001 | 2,5819 ± 0,5327 | 5,2255 ± 0,8019 |
| Remanium®                 | 1,6267 ± 0,1237 | 3,0111 ± 0,4417 | 3,9808 ± 0,3842 |
| Confidential™             | 1,3796 ± 0,1346 | 3,4597 ± 0,7762 | 4,8051 ± 0,8403 |
| Pearlton™                 | 1,1583 ± 0,0661 | 2,7138 ± 0,4893 | 3,5989 ± 0,3319 |

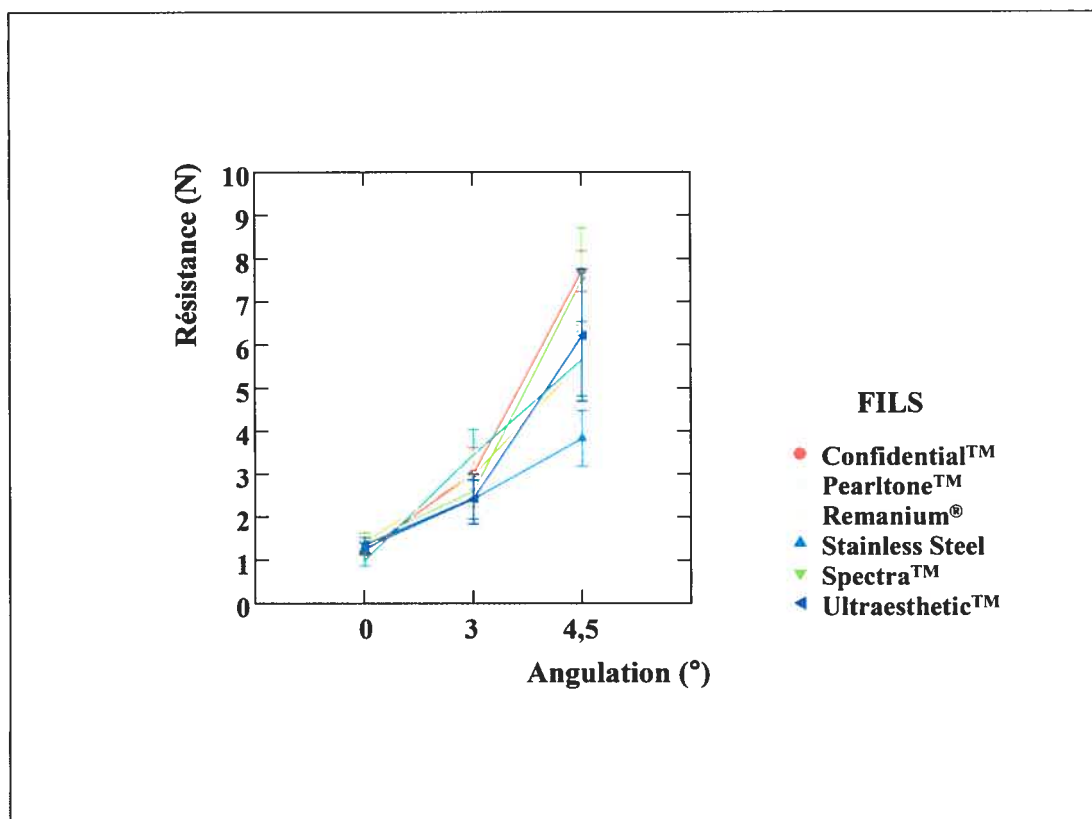
*Tableau XII : Moyennes et écart-types de la résistance au glissement (en Newtons) avec les fils 0,019" x 0,025" et avec le boîtier Invu™, selon les trois différentes inclinaisons.*



*Figure 5.1 : Résistances moyennes au glissement et écarts-types pour les fils 0,018" x 0,025" avec le boîtier Clarity™, selon les trois différentes inclinaisons.*

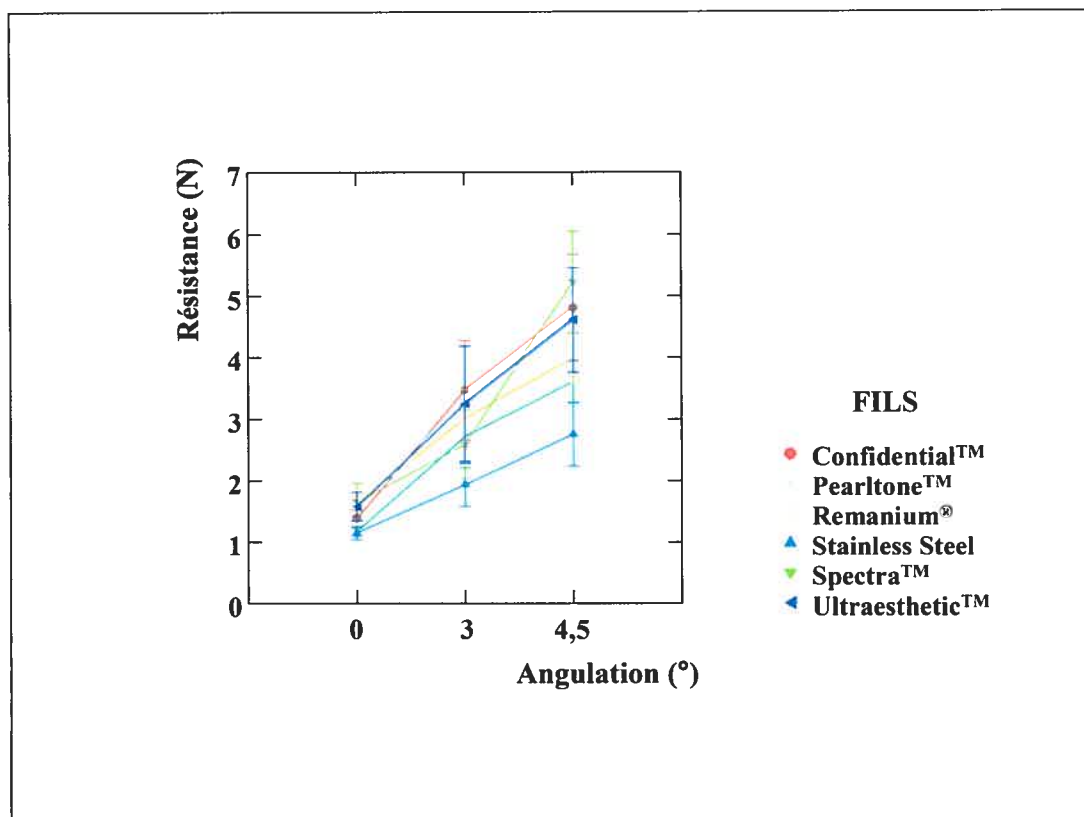


*Figure 5.2 : Résistances moyennes au glissement et écarts-types pour les fils 0,018" x 0,025" avec le boîtier Invu™, selon les trois différentes inclinaisons.*



**Figure 5.3 : Résistances moyennes au glissement et écarts-types pour les fils 0,019" x 0,025" avec le boîtier Clarity™, selon les trois différentes inclinaisons.**





*Figure 5.4 : Résistances moyennes au glissement et écarts-types pour les fils 0,019" x 0,025" avec le boîtier Invu™, selon les trois différentes inclinaisons.*

### **5.1.1 Fils 0,018" x 0,025"**

Pour les fils 0,018" x 0,025", l'analyse de variance (ANOVA) en mesures répétées démontre que le type de boîtier utilisé entraîne une interaction avec le fil et ce, selon le degré d'inclinaison de deuxième ordre ( $p < 0,0001$ ). Donc, la résistance au glissement diffère pour un même fil selon le boîtier utilisé. De plus, l'évolution de cette résistance au glissement selon l'augmentation de deuxième ordre pour un même fil est inconstante avec des boîtiers différents.

#### **5.1.1.1 Boîtier Clarity™**

L'analyse de variance (ANOVA) en mesures répétées pour le boîtier Clarity™ démontre une interaction entre les fils 0,018" x 0,025" et les différentes inclinaisons de deuxième ordre ( $p < 0,0001$ ). Donc, l'augmentation de l'inclinaison de la lumière du boîtier par rapport au fil influence la résistance au glissement, mais de façon inconstante entre les différents fils testés.

Toujours avec le boîtier Clarity™, l'analyse de variance (ANOVA) univariée démontre une différence entre les fils 0,018" x 0,025" pour une inclinaison de deuxième ordre de 0 degré ( $p < 0,0001$ ). Il en est de même pour 3 degrés ( $p < 0,0001$ ) et pour 4,5 degrés ( $p < 0,0001$ ). Donc, l'influence de l'inclinaison de la lumière du boîtier par rapport au fil n'est pas similaire pour les différents fils à une même inclinaison.

Par la suite, des sous-groupes homogènes, dont  $p > 0,05$  lorsque les échantillons sont pris deux à deux dans un sous-groupe, ont été dressés avec la méthode de Tukey HSD afin de réaliser des comparaisons multiples (tableaux XIII à XV). Autrement dit, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les valeurs d'une même colonne, donc à l'intérieur d'un même sous-groupe. Cette organisation permet de mieux visualiser les comportements des différents échantillons avec l'un ou

l'autre des deux boîtiers utilisés. Les valeurs dans ces tableaux représentent les moyennes obtenues.

| Fils<br>(0,018" x 0,025")   | N  | Sous-groupes |        |        |
|-----------------------------|----|--------------|--------|--------|
|                             |    | 1            | 2      | 3      |
| Spectra <sup>TM</sup>       | 15 | 0,7146       |        |        |
| Confidential <sup>TM</sup>  | 15 | 0,8726       |        |        |
| Remanium <sup>®</sup>       | 15 |              | 1,2241 |        |
| Pearlton <sup>TM</sup>      | 15 |              | 1,2295 |        |
| Stainless Steel             | 15 |              | 1,2580 |        |
| Ultraesthetic <sup>TM</sup> | 15 |              |        | 1,5281 |

**Tableau XIII : Sous-groupes homogènes en configuration passive ( $\theta = 0^\circ$ ), avec les fils 0,018" x 0,025" et avec le boîtier Clarity<sup>TM</sup>.**

| Fils<br>(0,018" x 0,025")   | N  | Sous-groupes |        |
|-----------------------------|----|--------------|--------|
|                             |    | 1            | 2      |
| Spectra <sup>TM</sup>       | 15 | 2,0640       |        |
| Confidential <sup>TM</sup>  | 15 | 2,3005       |        |
| Stainless Steel             | 15 | 2,4176       |        |
| Remanium <sup>®</sup>       | 15 | 2,4557       |        |
| Pearlton <sup>TM</sup>      | 15 | 2,5358       |        |
| Ultraesthetic <sup>TM</sup> | 15 |              | 5,0649 |

**Tableau XIV : Sous-groupes homogènes en configuration active ( $\theta = 3^\circ$ ), avec les fils 0,018" x 0,025" et avec le boîtier Clarity<sup>TM</sup>.**

| Fils<br>(0,018" x 0,025")   | N  | Sous-groupes |        |
|-----------------------------|----|--------------|--------|
|                             |    | 1            | 2      |
| Stainless Steel             | 15 | 3,3577       |        |
| Pearlton <sup>TM</sup>      | 15 | 3,7967       |        |
| Spectra <sup>TM</sup>       | 15 |              | 5,4289 |
| Confidential <sup>TM</sup>  | 15 |              | 5,4931 |
| Remanium <sup>®</sup>       | 15 |              | 5,9548 |
| Ultraesthetic <sup>TM</sup> | 15 |              | 6,0105 |

**Tableau XV : Sous-groupes homogènes en configuration active ( $\theta = 4,5^\circ$ ), avec les fils 0,018" x 0,025" et avec le boîtier Clarity<sup>TM</sup>.**

### 5.1.1.2 Boîtier Invu™

L'analyse de variance (ANOVA) en mesures répétées pour le boîtier Invu™ démontre une interaction entre les fils 0,018" x 0,025" et les différentes inclinaisons de deuxième ordre ( $p < 0,0001$ ). Donc, l'augmentation de l'inclinaison de la lumière du boîtier par rapport au fil influence la résistance au glissement, mais de façon inconstante entre les différents fils testés.

Toujours avec le boîtier Invu™, l'analyse de variance (ANOVA) univariée démontre une différence entre les fils 0,018" x 0,025" pour une inclinaison de deuxième ordre de 0 degré ( $p < 0,0001$ ). Il en est de même pour 3 degrés ( $p < 0,0001$ ) et pour 4,5 degrés ( $p < 0,0001$ ). Donc, l'influence de l'inclinaison de la lumière du boîtier par rapport au fil n'est pas similaire pour les différents fils à une même inclinaison.

Par la suite, des sous-groupes homogènes, dont  $p > 0,05$  lorsque les échantillons sont pris deux à deux dans un sous-groupe, ont été dressés avec la méthode de Tukey HSD afin de réaliser des comparaisons multiples (tableaux XVI à XVIII). Autrement dit, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les valeurs d'une même colonne, donc à l'intérieur d'un même sous-groupe. Cette organisation permet de mieux visualiser les comportements des différents échantillons avec l'un ou l'autre des deux boîtiers utilisés. Les valeurs dans ces tableaux représentent les moyennes obtenues.

| Fils<br>(0,018" x 0,025") | N  | Sous-groupes |        |        |
|---------------------------|----|--------------|--------|--------|
|                           |    | 1            | 2      | 3      |
| Spectra™                  | 15 | 0,9794       |        |        |
| Confidential™             | 15 | 1,0211       | 1,0211 |        |
| Stainless Steel           | 15 | 1,0512       | 1,0512 |        |
| Pearlton™                 | 15 | 1,1188       | 1,1188 |        |
| Ultraesthetic™            | 15 |              | 1,1607 |        |
| Remanium®                 | 15 |              |        | 1,4715 |

**Tableau XVI : Sous-groupes homogènes en configuration passive ( $0 = 0^\circ$ ), avec les fils 0,018" x 0,025" et avec le boîtier Invu™.**

| Fils<br>(0,018" x 0,025")   | N  | Sous-groupes |        |        |
|-----------------------------|----|--------------|--------|--------|
|                             |    | 1            | 2      | 3      |
| Confidential <sup>TM</sup>  | 15 | 1,5227       |        |        |
| Spectra <sup>TM</sup>       | 15 | 1,6461       | 1,6461 |        |
| Ultraesthetic <sup>TM</sup> | 15 |              | 1,9666 |        |
| Stainless Steel             | 15 |              | 2,0513 |        |
| Remanium <sup>®</sup>       | 15 |              |        | 2,5143 |
| Pearlton <sup>TM</sup>      | 15 |              |        | 2,8692 |

**Tableau XVII : Sous-groupes homogènes en configuration active ( $\theta = 3^\circ$ ), avec les fils 0,018" x 0,025" et avec le boîtier Invu<sup>TM</sup>.**

| Fils<br>(0,018" x 0,025")   | N  | Sous-groupes |        |        |
|-----------------------------|----|--------------|--------|--------|
|                             |    | 1            | 2      | 3      |
| Stainless Steel             | 15 | 2,9899       |        |        |
| Confidential <sup>TM</sup>  | 15 | 3,2735       | 3,2735 |        |
| Spectra <sup>TM</sup>       | 15 | 3,3166       | 3,3166 |        |
| Pearlton <sup>TM</sup>      | 15 |              | 4,0203 | 4,0203 |
| Ultraesthetic <sup>TM</sup> | 15 |              |        | 4,3341 |
| Remanium <sup>®</sup>       | 15 |              |        | 4,5147 |

**Tableau XVIII : Sous-groupes homogènes en configuration active ( $\theta = 4,5^\circ$ ), avec les fils 0,018" x 0,025" et avec le boîtier Invu<sup>TM</sup>.**

### 5.1.2 Fils 0,019" x 0,025"

Pour les fils 0,019" x 0,025", l'analyse de variance (ANOVA) en mesures répétées démontre que le type de boîtier utilisé entraîne une interaction avec le fil et ce, selon le degré d'inclinaison de deuxième ordre ( $p < 0,0001$ ). Donc, la résistance au glissement diffère pour un même fil selon le boîtier utilisé. De plus, l'évolution de cette résistance au glissement selon l'augmentation de deuxième ordre pour un même fil est inconstante avec des boîtiers différents.

### 5.1.2.1 Boîtier Clarity™

L'analyse de variance (ANOVA) en mesures répétées pour le boîtier Clarity™ démontre une interaction entre les fils 0,019" x 0,025" et les différentes inclinaisons de deuxième ordre ( $p < 0,0001$ ). Donc, l'augmentation de l'inclinaison de la lumière du boîtier par rapport au fil influence la résistance au glissement, mais de façon inconstante entre les différents fils testés.

Toujours avec le boîtier Clarity™, l'analyse de variance (ANOVA) univariée démontre une différence entre les fils 0,019" x 0,025" pour une inclinaison de deuxième ordre de 0 degré ( $p < 0,0001$ ). Il en est de même pour 3 degrés ( $p < 0,0001$ ) et pour 4,5 degrés ( $p < 0,0001$ ). Donc, l'influence de l'inclinaison de la lumière du boîtier par rapport au fil n'est pas similaire pour les différents fils à une même inclinaison.

Par la suite, des sous-groupes homogènes, dont  $p > 0,05$  lorsque les échantillons sont pris deux à deux dans un sous-groupe, ont été dressés avec la méthode de Tukey HSD afin de réaliser des comparaisons multiples (tableaux XIX à XXI). Autrement dit, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les valeurs d'une même colonne, donc à l'intérieur d'un même sous-groupe. Cette organisation permet de mieux visualiser les comportements des différents échantillons avec l'un ou l'autre des deux boîtiers utilisés. Les valeurs dans ces tableaux représentent les moyennes obtenues.

| Fils<br>(0,019" x 0,025") | N  | Sous-groupes |        |        |
|---------------------------|----|--------------|--------|--------|
|                           |    | 1            | 2      | 3      |
| Pearlton™                 | 15 | 0,9945       |        |        |
| Confidential™             | 15 |              | 1,2063 |        |
| Stainless Steel           | 15 |              | 1,2797 | 1,2797 |
| Ultraesthetic™            | 15 |              | 1,3494 | 1,3494 |
| Spectra™                  | 15 |              |        | 1,3968 |
| Remanium®                 | 15 |              |        | 1,4230 |

**Tableau XIX : Sous-groupes homogènes en configuration passive ( $\theta = 0^\circ$ ), avec les fils 0,019" x 0,025" et avec le boîtier Clarity™.**

| Fils<br>(0,019" x 0,025") | N  | Sous-groupes |        |        |
|---------------------------|----|--------------|--------|--------|
|                           |    | 1            | 2      | 3      |
| Stainless Steel           | 15 | 2,4064       |        |        |
| Ultraesthetic™            | 15 | 2,4210       |        |        |
| Spectra™                  | 15 | 2,5963       | 2,5963 |        |
| Remanium®                 | 15 |              | 2,9866 | 2,9866 |
| Confidential™             | 15 |              | 3,0125 | 3,0125 |
| Pearlton™                 | 15 |              |        | 3,4455 |

*Tableau XX : Sous-groupes homogènes en configuration active ( $\theta = 3^\circ$ ), avec les fils 0,019" x 0,025" et avec le boîtier Clarity™.*

| Fils<br>(0,019" x 0,025") | N  | Sous-groupes |        |        |
|---------------------------|----|--------------|--------|--------|
|                           |    | 1            | 2      | 3      |
| Stainless Steel           | 15 | 3,8323       |        |        |
| Remanium®                 | 15 |              | 5,6193 |        |
| Pearlton™                 | 15 |              | 5,6772 |        |
| Ultraesthetic™            | 15 |              | 6,2246 |        |
| Spectra™                  | 15 |              |        | 7,5193 |
| Confidential™             | 15 |              |        | 7,7067 |

*Tableau XXI : Sous-groupes homogènes en configuration active ( $\theta = 4,5^\circ$ ), avec les fils 0,019" x 0,025" et avec le boîtier Clarity™.*

### 5.1.2.2 Boîtier Invu™

L'analyse de variance (ANOVA) en mesures répétées pour le boîtier Invu™ démontre une interaction entre les fils 0,019" x 0,025" et les différentes inclinaisons de deuxième ordre ( $p < 0,0001$ ). Donc, l'augmentation de l'inclinaison de la lumière du boîtier par rapport au fil influence la résistance au glissement, mais de façon inconstante entre les différents fils testés.

Toujours avec le boîtier Invu™, l'analyse de variance (ANOVA) univariée démontre une différence entre les fils 0,019" x 0,025" pour une inclinaison de deuxième ordre de 0 degré ( $p < 0,0001$ ). Il en est de même pour 3 degrés ( $p < 0,0001$ ) et pour 4,5 degrés ( $p < 0,0001$ ). Donc, l'influence de l'inclinaison de la lumière du boîtier par rapport au fil n'est pas similaire pour les différents fils à une même inclinaison.

Par la suite, des sous-groupes homogènes, dont  $p > 0,05$  lorsque les échantillons sont pris deux à deux dans un sous-groupe, ont été dressés avec la méthode de Tukey HSD afin de réaliser des comparaisons multiples (tableaux XXII à XXIV). Autrement dit, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les valeurs d'une même colonne, donc à l'intérieur d'un même sous-groupe. Cette organisation permet de mieux visualiser les comportements des différents échantillons avec l'un ou l'autre des deux boîtiers utilisés. Les valeurs dans ces tableaux représentent les moyennes obtenues.

| Fils<br>(0,019" x 0,025")   | N  | Sous-groupes |        |        |
|-----------------------------|----|--------------|--------|--------|
|                             |    | 1            | 2      | 3      |
| Stainless Steel             | 15 | 1,1372       |        |        |
| Pearlton <sup>TM</sup>      | 15 | 1,1583       |        |        |
| Confidential <sup>TM</sup>  | 15 |              | 1,3796 |        |
| Ultraesthetic <sup>TM</sup> | 15 |              |        | 1,5701 |
| Remanium <sup>®</sup>       | 15 |              |        | 1,6267 |
| Spectra <sup>TM</sup>       | 15 |              |        | 1,6451 |

**Tableau XXII : Sous-groupes homogènes en configuration passive ( $\theta = 0^\circ$ ), avec les fils 0,019" x 0,025" et avec le boîtier Invu<sup>TM</sup>.**

| Fils<br>(0,019" x 0,025")   | N  | Sous-groupes |        |        |        |
|-----------------------------|----|--------------|--------|--------|--------|
|                             |    | 1            | 2      | 3      | 4      |
| Stainless Steel             | 15 | 1,9269       |        |        |        |
| Spectra <sup>TM</sup>       | 15 |              | 2,5819 |        |        |
| Pearlton <sup>TM</sup>      | 15 |              | 2,7138 | 2,7138 |        |
| Remanium <sup>®</sup>       | 15 |              | 3,0111 | 3,0111 | 3,0111 |
| Ultraesthetic <sup>TM</sup> | 15 |              |        | 3,2442 | 3,2442 |
| Confidential <sup>TM</sup>  | 15 |              |        |        | 3,4597 |

**Tableau XXIII : Sous-groupes homogènes en configuration active ( $\theta = 3^\circ$ ), avec les fils 0,019" x 0,025" et avec le boîtier Invu<sup>TM</sup>.**



| Fils<br>(0,019" x 0,025")   | N  | Sous-groupes |        |        |        |
|-----------------------------|----|--------------|--------|--------|--------|
|                             |    | 1            | 2      | 3      | 4      |
| Stainless Steel             | 15 | 2,7509       |        |        |        |
| Pearlton <sup>TM</sup>      | 15 |              | 3,5989 |        |        |
| Remanium <sup>®</sup>       | 15 |              | 3,9808 | 3,9808 |        |
| Ultraesthetic <sup>TM</sup> | 15 |              |        | 4,6059 | 4,6059 |
| Confidential <sup>TM</sup>  | 15 |              |        |        | 4,8051 |
| Spectra <sup>TM</sup>       | 15 |              |        |        | 5,2255 |

**Tableau XXIV : Sous-groupes homogènes en configuration active ( $\theta = 4,5^\circ$ ), avec les fils 0,019" x 0,025" et avec le boîtier Invu<sup>TM</sup>.**

Pour vérifier s'il existe une différence statistiquement significative entre les deux boîtiers, selon les valeurs de résistances moyennes obtenues pour un même fil et à une même inclinaison, un test de comparaison « t » de Student pour deux groupes a été utilisé. La valeur « p » retenue comme seuil significatif est 0,05. Par la suite, en se référant aux tableaux IX à XII, on peut découvrir lequel des deux boîtiers a obtenu la valeur moyenne de résistance au glissement la plus basse, donc celui qui offre les meilleures performances. Les tableaux XXV et XXVI présentent ces données. Les cases marquées d'un tiret indiquent qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre Clarity<sup>TM</sup> et Invu<sup>TM</sup>.

| Fils<br>(0,018" x 0,025")   | 0 degré               | 3 degrés           | 4,5 degrés         |
|-----------------------------|-----------------------|--------------------|--------------------|
| Stainless Steel             | Invu <sup>TM</sup>    | Invu <sup>TM</sup> | -                  |
| Ultraesthetic <sup>TM</sup> | Invu <sup>TM</sup>    | Invu <sup>TM</sup> | Invu <sup>TM</sup> |
| Spectra <sup>TM</sup>       | Clarity <sup>TM</sup> | Invu <sup>TM</sup> | Invu <sup>TM</sup> |
| Remanium <sup>®</sup>       | Clarity <sup>TM</sup> | -                  | Invu <sup>TM</sup> |
| Confidential <sup>TM</sup>  | Clarity <sup>TM</sup> | Invu <sup>TM</sup> | Invu <sup>TM</sup> |
| Pearlton <sup>TM</sup>      | Invu <sup>TM</sup>    | -                  | -                  |

**Tableau XXV : Association du boîtier qui offre la meilleure performance de glissement en laboratoire avec les fils 0,018" x 0,025".**

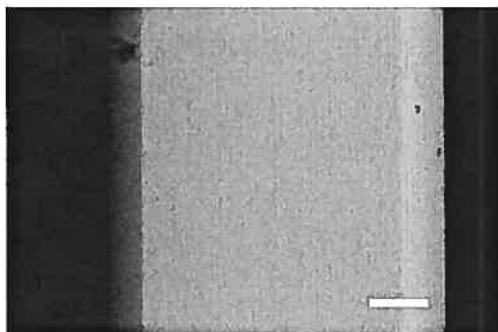
| Fils<br>(0,019" x 0,025") | 0 degré  | 3 degrés | 4,5 degrés |
|---------------------------|----------|----------|------------|
| Stainless Steel           | Invu™    | Invu™    | Invu™      |
| Ultraesthetic™            | Clarity™ | Clarity™ | Invu™      |
| Spectra™                  | Clarity™ | -        | Invu™      |
| Remanium®                 | Clarity™ | -        | Invu™      |
| Confidential™             | Clarity™ | -        | Invu™      |
| Pearlton™                 | Clarity™ | Invu™    | Invu™      |

*Tableau XXVI : Association du boîtier qui offre la meilleure performance de glissement en laboratoire avec les fils 0,019" x 0,025".*

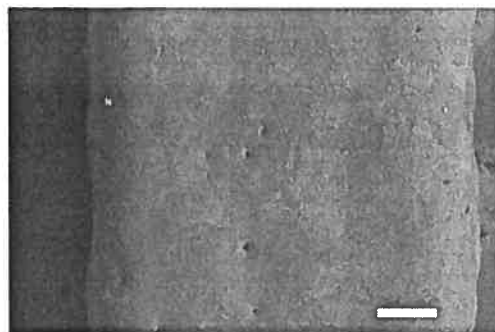
Conséquemment, nous pouvons tenter d'extrapoler des combinaisons fil / boîtier les plus performantes en regard à la résistance au glissement. Ces combinaisons seront énoncées lors de la discussion.

## 5.2 Microscopie électronique à balayage (Scanning Electron Microscopy - SEM)

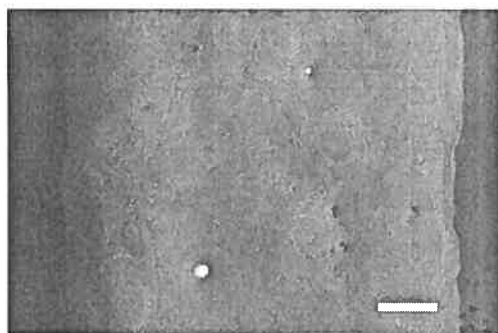
Les spécimens ont été analysés au microscope électronique à balayage à pression variable JSM-6460LV à un voltage de 20 kV, en mode utilisant les électrons rétro-diffusés. Les figures 5.5 à 5.34 présentent les fils à un grossissement de 150X et la légende mesure 100 µm. Les figures 5.5 à 5.10 montrent les fils 0,019" x 0,025" vierges non-testés et les figures 5.11 à 5.34 montrent les fils testés. Tous les fils testés observés à la microscopie électronique à balayage sont ceux qui ont subi une inclinaison de 4,5°. Les fils soumis à une inclinaison de 3° présentent les mêmes caractéristiques que ceux testés à 4,5°, mais le décollement était inconstant, c'est pourquoi nous avons décidé de présenter ces derniers. Il est à noter que la dimension visible sur toutes les images est la largeur et la surface labiale de tous les fils se trouve à droite.



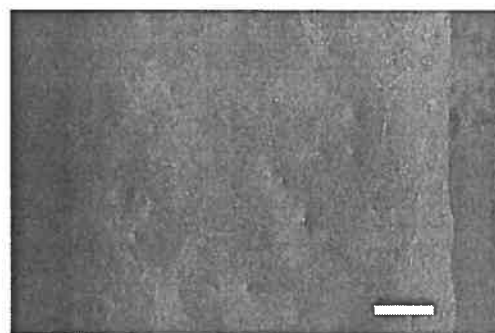
*Figure 5.5 : Fil contrôle 0,019" x 0,025"  
Stainless Steel (150X).*



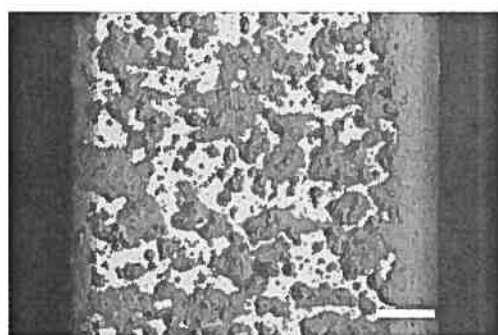
*Figure 5.6 : Fil contrôle 0,019" x 0,025"  
Confidential™ (150X).*



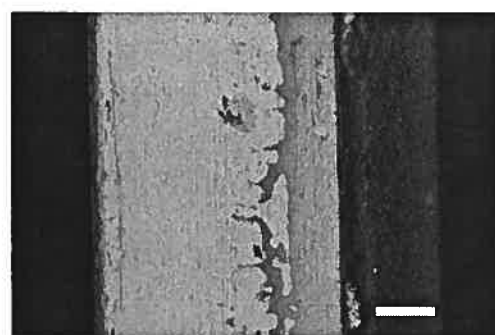
*Figure 5.7 : Fil contrôle 0,019" x 0,025"  
Ultraesthetic™ (150X).*



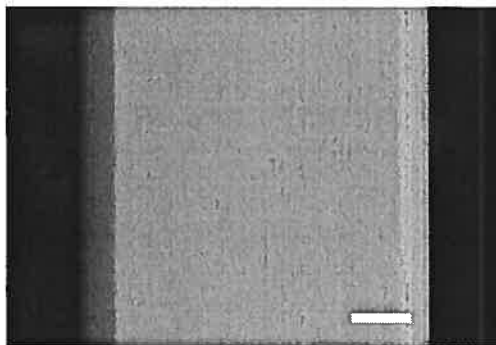
*Figure 5.8 : Fil contrôle 0,019" x 0,025"  
Spectra™ (150X).*



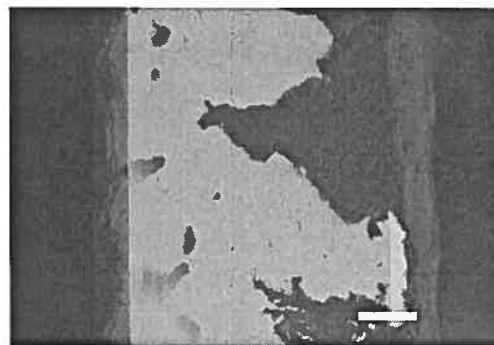
*Figure 5.9 : Fil contrôle 0,019" x 0,025"  
Remanium® (150X).*



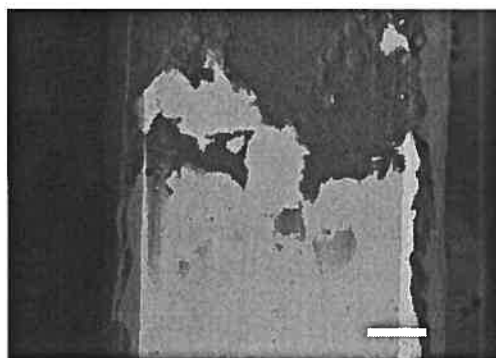
*Figure 5.10 : Fil contrôle 0,019" x 0,025"  
Pearlton™ (150X).*



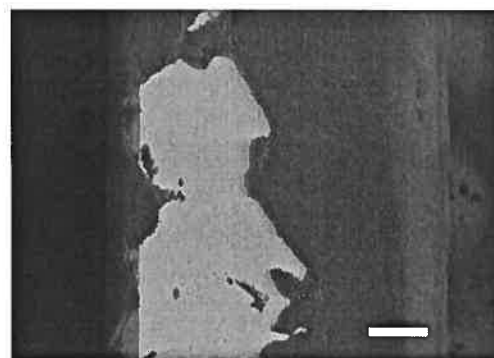
*Figure 5.11 : Fil 0,018" x 0,025" Stainless Steel avec boîtier Clarity™ (150X).*



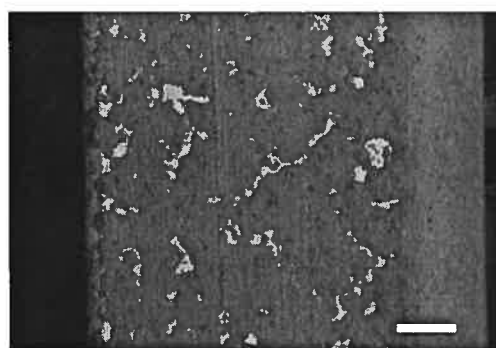
*Figure 5.12 : Fil 0,018" x 0,025" Confidential™ avec boîtier Clarity™ (150X).*



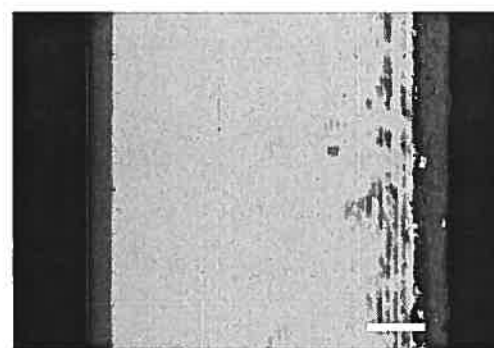
*Figure 5.13 : Fil 0,018" x 0,025" Ultraesthetic™ avec boîtier Clarity™ (150X).*



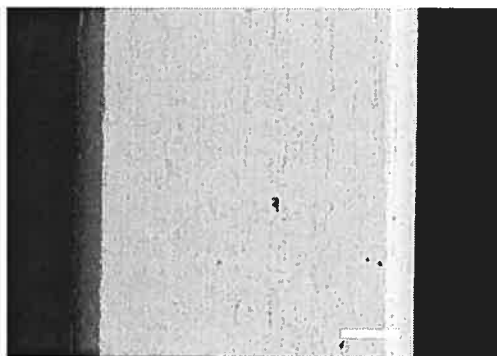
*Figure 5.14 : Fil 0,018" x 0,025" Spectra™ avec boîtier Clarity™ (150X).*



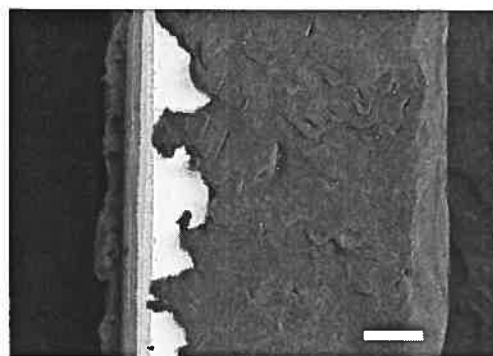
*Figure 5.15 : Fil 0,018" x 0,025" Rermanium® avec boîtier Clarity™ (150X).*



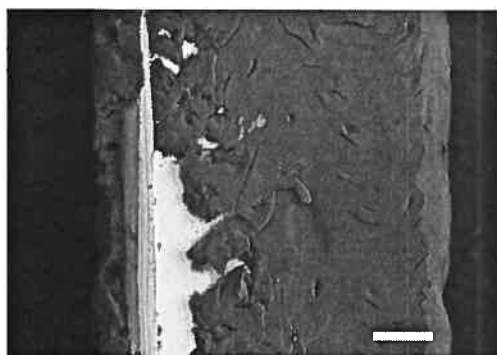
*Figure 5.16 : Fil 0,018" x 0,025" Pearlstone™ avec boîtier Clarity™ (150X).*



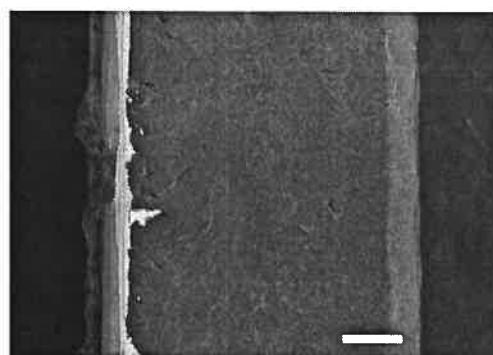
*Figure 5.17 : Fil 0,018" x 0,025" Stainless Steel avec boîtier Invu™ (150X).*



*Figure 5.18 : Fil 0,018" x 0,025" Confidential™ avec boîtier Invu™ (150X).*



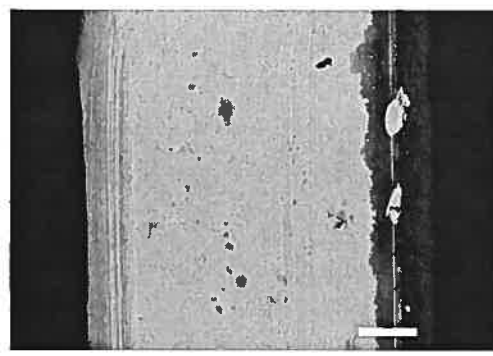
*Figure 5.19 : Fil 0,018" x 0,025" Ultraesthetic™ avec boîtier Invu™ (150X).*



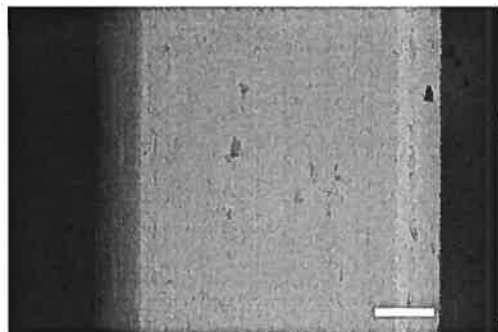
*Figure 5.20 : Fil 0,018" x 0,025" Spectra™ avec boîtier Invu™ (150X).*



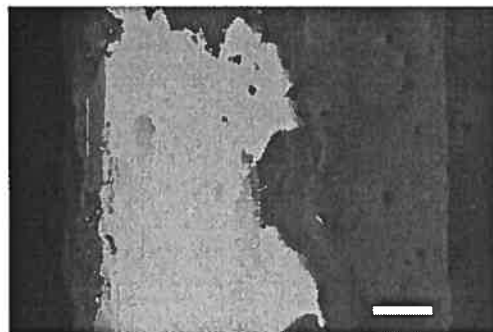
*Figure 5.21 : Fil 0,018" x 0,025" Remanium® avec boîtier Invu™ (150X).*



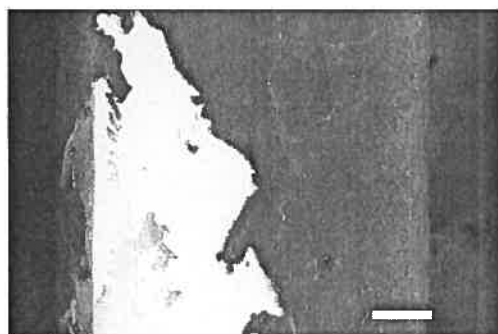
*Figure 5.22 : Fil 0,018" x 0,025" Pearlton™ avec boîtier Invu™ (150X).*



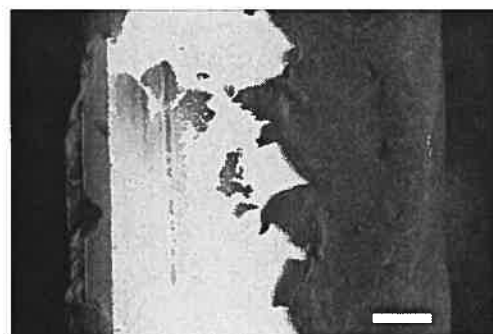
*Figure 5.23 : Fil 0,019" x 0,025" Stainless Steel avec boîtier Clarity™ (150X).*



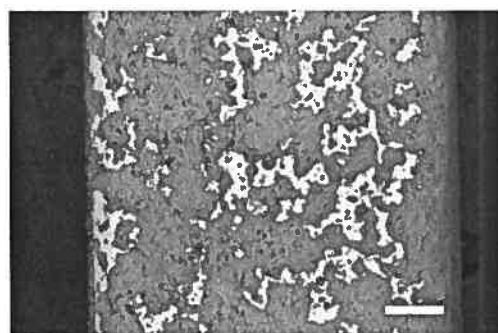
*Figure 5.24 : Fil 0,019" x 0,025" Confidential™ avec boîtier Clarity™ (150X).*



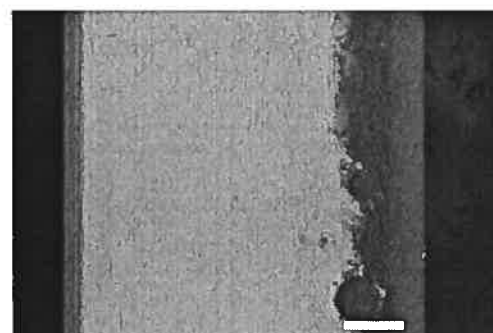
*Figure 5.25 : Fil 0,019" x 0,025" Ultraesthetic™ avec boîtier Clarity™ (150X).*



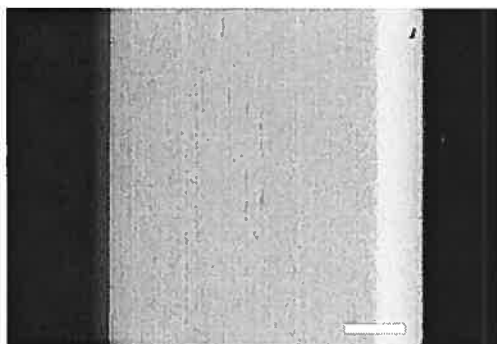
*Figure 5.26 : Fil 0,019" x 0,025" Spectra™ avec boîtier Clarity™ (150X).*



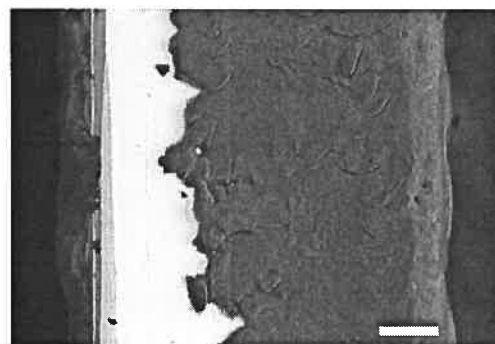
*Figure 5.27 : Fil 0,019" x 0,025" Remanium® avec boîtier Clarity™ (150X).*



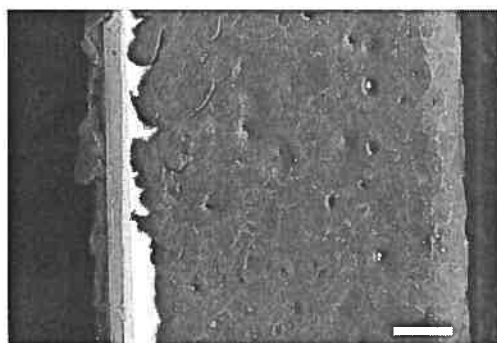
*Figure 5.28 : Fil 0,019" x 0,025" Pearlstone™ avec boîtier Clarity™ (150X).*



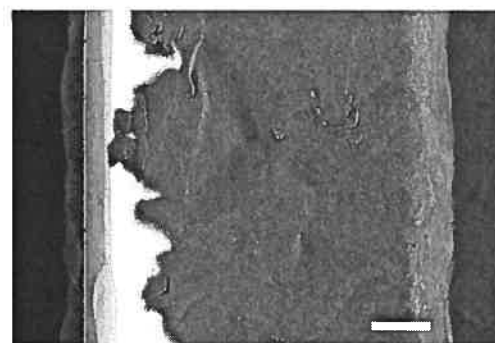
**Figure 5.29 : Fil 0,019" x 0,025" Stainless Steel avec boîtier Invu™ (150X).**



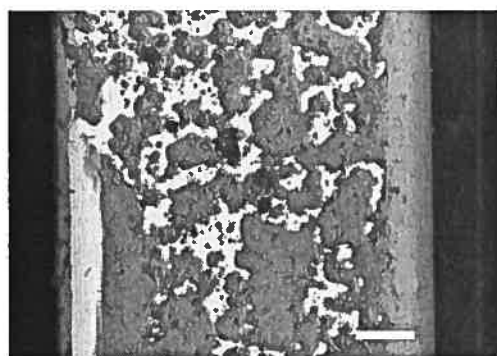
**Figure 5.30 : Fil 0,019" x 0,025" Confidential™ avec boîtier Invu™ (150X).**



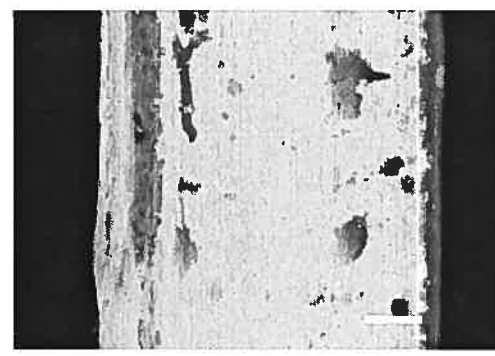
**Figure 5.31 : Fil 0,019" x 0,025" Ultraesthetic™ avec boîtier Invu™ (150X).**



**Figure 5.32 : Fil 0,019" x 0,025" Spectra™ avec boîtier Invu™ (150X).**

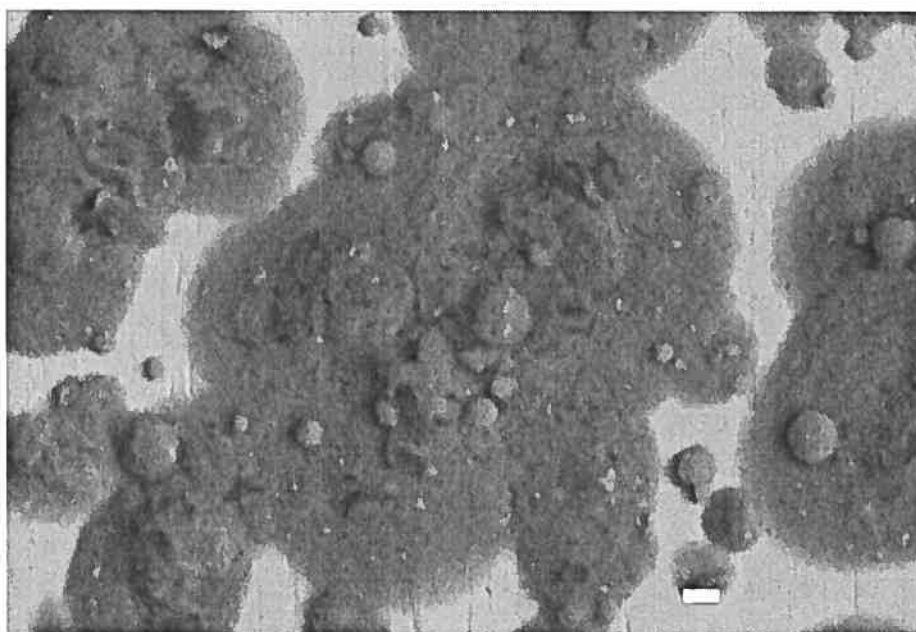


**Figure 5.33 : Fil 0,019" x 0,025" Remanium® avec boîtier Invu™ (150X).**

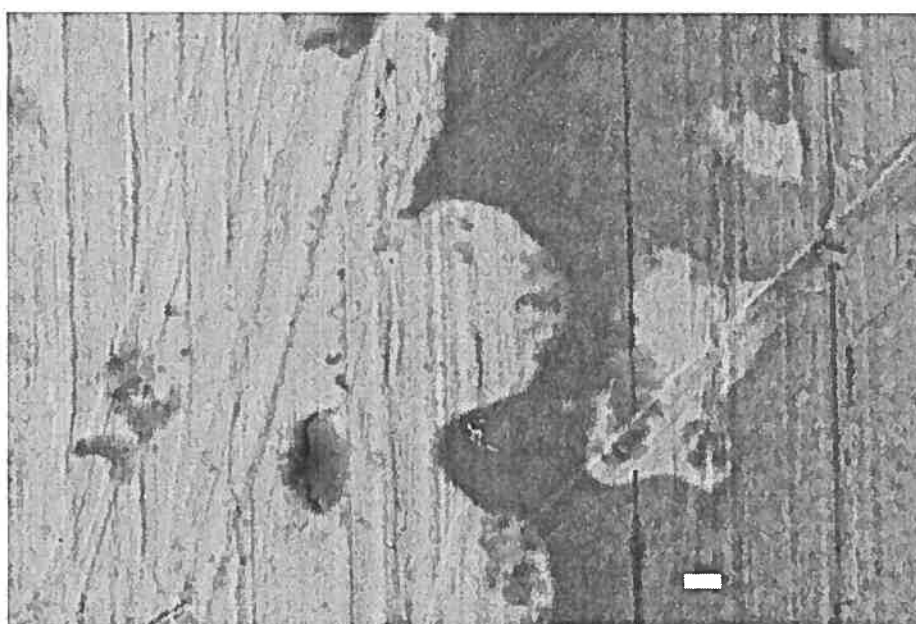


**Figure 5.34 : Fil 0,019" x 0,025" Pearlstone™ avec boîtier Invu™ (150X).**

Les figures 5.35 à 5.38 représentent de plus forts grossissements que les figures précédentes. Les conditions d'observation sont les mêmes, c'est-à-dire à un voltage de 20 kv, en mode utilisant les électrons rétro-diffusés.

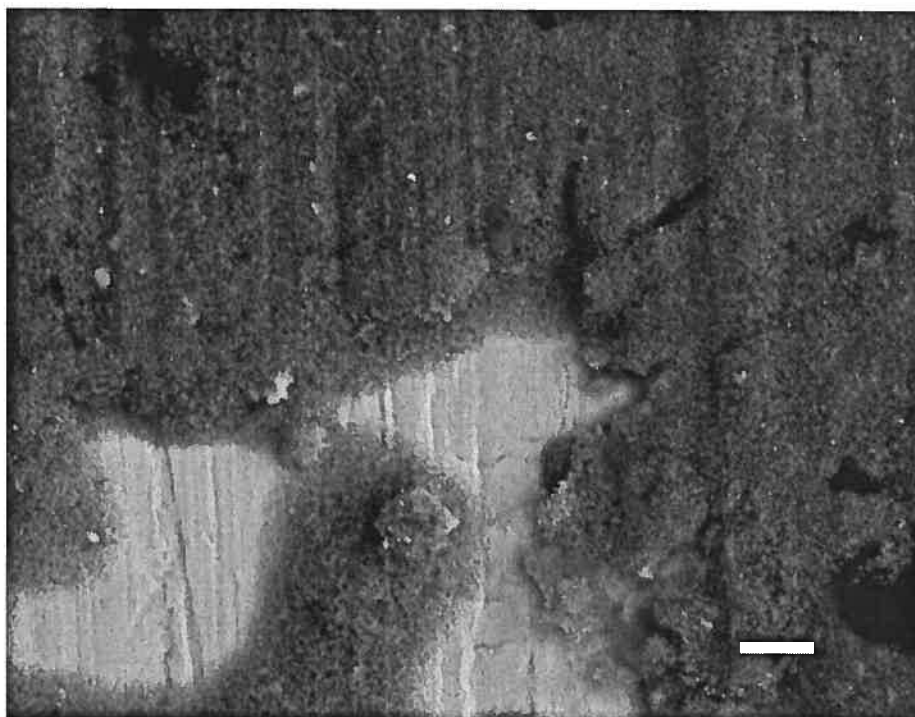


*Figure 5.35 : Fil 0,019" x 0,025" Remanium<sup>®</sup> vierge à un grossissement de 1000X. La légende mesure 10  $\mu$ m.*

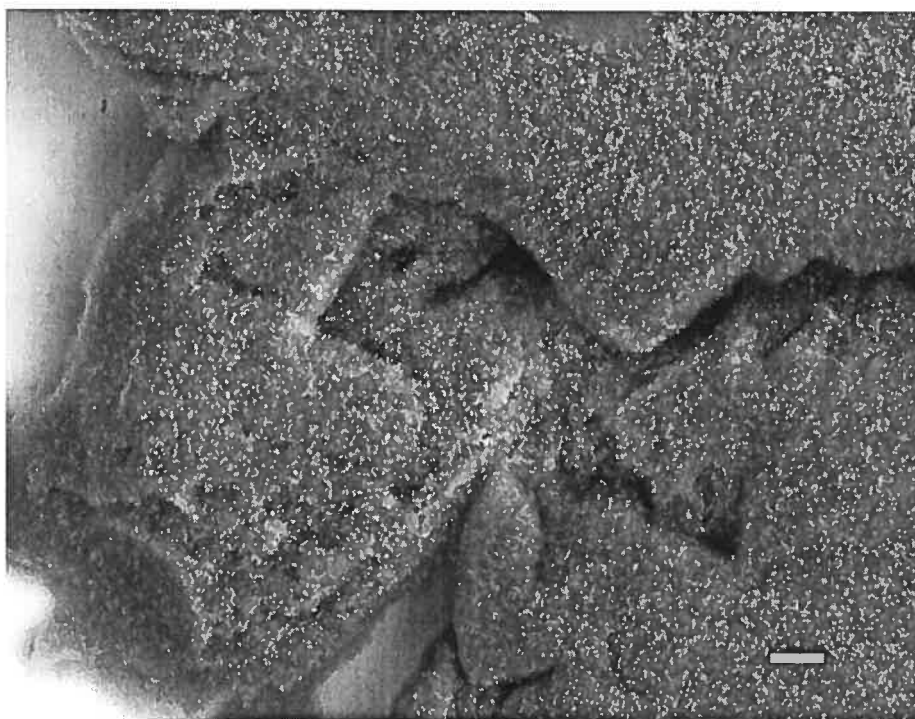


*Figure 5.36 : Fil 0,019" x 0,025" Pearlone<sup>™</sup> vierge à un grossissement de 1000X. La légende mesure 10  $\mu$ m.*





*Figure 5.37 : Fil 0,018" x 0,025" Remanium® à un grossissement de 2000X. La légende mesure 10  $\mu$ m. Ce fil a été testé à une angulation de 4,5° avec le boîtier Clarity™.*



*Figure 5.38 : Fil 0,019" x 0,025" Confidential™ à un grossissement de 1500X. La légende mesure 10  $\mu$ m. Ce fil a été testé à une angulation de 4,5° avec le boîtier Invu™.*

## **CHAPITRE 6**

### **DISCUSSION DES RÉSULTATS**

## 6. DISCUSSION DES RÉSULTATS

---

Les résultats de l'expérimentation démontrent que la méthodologie mise au point est suffisamment précise et reproductible pour effectuer une étude *in vitro* de ce type. Effectivement, la faible dispersion des données le prouve. L'échantillonnage a permis de faire ressortir des statistiques hautement significatives, et ce, bien au-delà du seuil initialement choisi, c'est-à-dire  $p < 0,05$ . Les images obtenues à l'aide de la microscopie électronique à balayage viennent compléter les résultats afin d'accroître les informations relatives aux nouveaux fils orthodontiques esthétiques. Puisque ces fils seront de plus en plus présents dans la pratique quotidienne des orthodontistes, il est impératif d'accroître nos connaissances à ce sujet.

Les figures 5.5 à 5.10 montrent les fils 0,019" x 0,025" vierges dès leur sortie de l'emballage. On peut constater que le fil en acier inoxydable possède une surface très lisse, comme le rapporte Prosski et al. (1991). Les fils Confidential<sup>TM</sup>, Spectra<sup>TM</sup> et Ultraesthetic<sup>TM</sup> démontrent une surface irrégulière et même un manque ponctuel dans le cas du fil Ultraesthetic<sup>TM</sup> (figure 5.7). Le fil Remanium<sup>®</sup> est celui qui présente la surface la plus rugueuse (figure 5.35). Le recouvrement est uniforme au niveau de la surface labiale, mais les parties occlusale et gingivale semblent avoir été partiellement pulvérisées par des particules de polymère blanc. Puisque l'acier inoxydable sous-jacent apparaît, des pics et des vallées sont créées, ce qui contribue à augmenter la rugosité de surface (Palmer, 1951). Finalement, le fil Pearlstone<sup>TM</sup> se démarque des autres types de fils esthétique, puisque son revêtement ne se trouve qu'au labial, avec parfois un débordement occlusal ou gingival irrégulier, mais très lisse de cette coloration (figure 5.36).

La technique de fabrication et le matériel utilisé sont des secrets bien gardés par les compagnies orthodontiques. Il nous a donc été impossible de découvrir la composition des colorations esthétiques. De plus, il est probable que certaines compagnies achètent ces fils d'un même fournisseur, mais ce ne sont que des



La dimension visible sur toutes les images de microscopie électronique à balayage est la largeur, donc la partie qui devrait mesurer 0,025", sauf si précisé autrement par la compagnie. Le grossissement (150X) et la légende (100  $\mu\text{m}$ ) étant les mêmes pour les figures 5.5 à 5.34, on remarque clairement que les fils Confidential<sup>TM</sup>, Spectra<sup>TM</sup>, Ultraesthetic<sup>TM</sup> et Remanium<sup>®</sup> sont plus larges que les fils en Stainless Steel et Pearlstone<sup>TM</sup>. Cette observation confirme les mesures des tableaux VI et VII prises avec un compas à calibrer électronique (Orthopli Corporation). Seule la Compagnie GAC publie que ses fils possèdent des dimensions différentes. Cette caractéristique est très importante à savoir avant d'utiliser un fil. En effet, il est important de connaître les dimensions de la partie sous-jacente en acier inoxydable, car c'est grâce à ce matériau rigide que l'on conservera le contrôle de la position dentaire. Si l'on surestime ces dimensions, une perte inattendue de torque pourrait survenir (Kusy et al., 1998). Également, c'est cette portion qui régit le module d'élasticité du fil. Les dimensions métalliques ainsi que l'épaisseur du recouvrement devraient être précisées par le manufacturier afin de permettre à l'orthodontiste de choisir le fil approprié.

### 6.1 Configuration passive

En configuration passive, l'équation  $R_g = F_c + B + M_o$  est réduite à  $R_g = F_c$ . Comme l'ont mentionné Articulo et Kusy (1999), dans cette configuration, le module d'élasticité du fil n'est pas un facteur majeur. La résistance au glissement dépend donc du coefficient de friction des surfaces en contact ainsi que de la force normale, c'est-à-dire la force provenant de la ligature élastomérique qui pousse le fil au fond de la lumière du boîtier. Il faut prendre en considération que la largeur augmentée de certains fils colorés produira une force normale plus élevée, puisque la ligature sera davantage étirée.

Pour les fils 0,018" x 0,025" avec le boîtier Clarity<sup>TM</sup>, les fils Remanium<sup>®</sup>, Pearlstone<sup>TM</sup> et Stainless Steel offrent une résistance au glissement comparable, mais

significativement plus élevée que celle offerte par les fils Confidential<sup>TM</sup> et Spectra<sup>TM</sup>. C'est donc dire que le revêtement des ces derniers a pour effet d'abaisser la résistance au glissement. Par contre, le fil Ultraesthetic<sup>TM</sup> augmente cette résistance, donc bien qu'il ressemble visuellement à Confidential<sup>TM</sup> et à Spectra<sup>TM</sup>, la composition ou le procédé de fabrication de sa coloration diffère probablement. En effet, selon Bourauel et al., (1998), un facteur dominant qui détermine la structure de surface d'un fil orthodontique est la technique de production. Idéalement, ils devraient être polis.

Pour les fils 0,018" x 0,025" avec le boîtier Invu<sup>TM</sup>, les fils Spectra<sup>TM</sup> et Confidential<sup>TM</sup> se retrouvent encore parmi les fils qui démontrent la plus faible résistance au glissement. Ils se comparent cependant au contrôle Stainless Steel, tout comme Pearltone<sup>TM</sup>. Avec ce même boîtier, c'est Remanium<sup>®</sup> qui surpasse les autres fils.

Puisqu'il n'existe qu'une seule autre étude qui traite de la friction du même type de fil esthétique, les comparaisons s'en trouvent fortement réduites. L'étude de Husmann et al. (2002) teste un fil similaire à Spectra<sup>TM</sup>, le « Stainless Steel Imagination<sup>TM</sup> » 0,018" x 0,024" de la compagnie GAC. Les résultats de cette étude démontrent que ce fil recouvert de Teflon<sup>®</sup> offre la deuxième plus petite valeur frictionnelle, la première ayant été obtenue par un fil en nickel-titane de la même compagnie avec le même recouvrement de Teflon<sup>®</sup>. Toujours selon cette étude, le fil qui offre la troisième plus petite résistance frictionnelle est un autre fil en nickel-titane avec encore une fois un revêtement de Teflon<sup>®</sup>, mais fabriqué par la compagnie Forestadent<sup>®</sup>. Les conclusions des auteurs stipulent que toutes les sortes de revêtements (Teflon<sup>®</sup>, polyéthylène) diminuent la friction, et les meilleurs résultats sont obtenus avec le Teflon<sup>®</sup>.

Certaines colorations semblent être très glissantes, c'est-à-dire qu'elles offrent très peu de résistance au mouvement lorsque le fil est déplacé tangentiellement par rapport à la surface du boîtier avec lequel il est en contact. C'est ce qui expliquerait

les valeurs de résistance plus basses que celles enregistrées avec les fils Stainless Steel. Si le fil Spectra<sup>TM</sup> est le même que « Stainless Steel Imagination<sup>TM</sup> », nos résultats sont en accord avec ceux de Husmann et al. (2002) : le Teflon<sup>®</sup> est un excellent matériau en termes de friction. Ces résultats vont également de concert avec les caractéristiques de base du Teflon<sup>®</sup>. En effet, le polytétrafluoroéthylène ou PTFE est inerte envers tous les produits chimiques et il est considéré comme le plus glissant de tous les matériaux existants.

Maintenant, poursuivons avec les fils 0,019" x 0,025". Les fils Remanium<sup>®</sup> et Ultraesthetic<sup>TM</sup> se retrouvent encore une fois parmi les moins performants, c'est-à-dire qu'ils offrent une résistance au glissement plus importante que les autres fils et ce, avec les deux boîtiers. Par contre, c'est le fil Pearlstone<sup>TM</sup> qui résiste le moins à la traction par la machine Instron, accompagné du fil Stainless Steel lorsqu'en présence du boîtier Invu<sup>TM</sup>. Donc, encore une fois, Remanium<sup>®</sup> prouve que sa surface est rugueuse et Ultraesthetic<sup>TM</sup> montre que ses performances en configuration passive laissent à désirer.

Spectra<sup>TM</sup>, qui avait pourtant bien réagi en 0,018" x 0,025", se retrouve dans le pire sous-groupe en 0,019" x 0,025" avec les deux boîtiers. Comme la compagnie GAC l'indique, le fil 0,018" x 0,025" est véritablement de dimension 0,018" x 0,024". On lui associe donc une force normale de ligature plus faible, donc une résistance au glissement également plus basse que pour les autres fils 0,018" x 0,025". Pour le fil 0,019" x 0,025", ses dimensions sont en fait 0,019" x 0,027", d'où une force normale de ligature plus élevée et par conséquent, une résistance au glissement plus grande. Les fils de la compagnie GAC se démarquent des autres; les coupes transversales dissemblables de ces fils influencent les résultats frictionnels en générant des forces normales différentes de celles obtenues avec les autres fils.

De la même façon, le fil Confidential<sup>TM</sup> a été mesuré électroniquement, et ses dimensions diffèrent de ce que le fabricant spécifie. En effet, le fil 0,019" x 0,025" mesure en réalité 0,020" x 0,028", ce qui explique ses moins bonnes

performances comparativement aux résultats obtenus avec les fils 0,018" x 0,025". La figure 5.38 révèle l'épaisseur de la hauteur du revêtement du fil Confidential™ 0,019" x 0,025".

Il est à noter que Remanium® se retrouve parmi les fils les plus larges mesurés électroniquement (tableaux VI et VII) dans les deux dimensions de fils testés, ce qui justifie en partie ses pauvres propriétés frictionnelles observées en configuration passive. Une autre cause possible est la rugosité de surface (Drescher et al., 1989; Kusy et al., 1991) de ce fil comme le montre clairement les figures 5.9, 5.35 et 5.37. Par contre, selon plusieurs auteurs (Kusy et Whitley, 1988; Prososki et al., 1991; Bourauel et al., 1998), la rugosité de surface ne peut expliquer à elle seule une résistance frictionnelle élevée. Dans notre étude, contrairement à celle de Husmann et al. (2002), la microscopie électronique à balayage corrobore les résultats frictionnels obtenus.

Les résultats du fil Pearltone™ sont presque une retranscription de ceux du Stainless Steel. Le procédé de fabrication de la compagnie TP Orthodontics est ingénieux puisque la dimension verticale (hauteur) métallique du fil demeure inchangée, car la coloration ne se trouve qu'au labial. Donc, en plus d'avoir un coefficient de friction semblable à celui de l'acier inoxydable, le contrôle tri-dimensionnel de la position dentaire est sauvegardé.

La portion en configuration passive de la présente étude infirme donc l'hypothèse de recherche qui énonçait que la coloration esthétique des fils testés augmente la résistance au glissement à l'intérieur de la lumière des boîtiers en céramique lors de mécaniques de glissement en fermeture d'espace. Effectivement, plusieurs fils performant mieux que le Stainless Steel. Cette hypothèse est donc rejetée, malgré que certaines colorations augmentent la résistance au glissement. Par conséquent, on peut affirmer que cette dernière varie différemment selon le type de revêtement en question.



Finalement, en configuration passive, tous les revêtements ont résisté et ils sont demeurés intacts.

## 6.2 Configuration active

La configuration active est très importante à analyser car elle prime dans la majorité des fermetures d'espace (Articolo et Kusy, 1999). Dans notre étude, l'inclinaison de deuxième ordre de  $4,5^\circ$ , combinée à la distance entre les extrémités du système de roulement à billes, est exagérée par rapport à ce qui est cliniquement possible. En effet, une des principales différences entre notre étude et la réalité clinique est que l'inclinaison est premièrement fixée sur le montage et ensuite, la traction débute. Donc, la configuration active est littéralement imposée. Par contre, *in vivo*, la force est appliquée dans une situation relativement passive (après les phases d'alignement et de nivellement) et l'inclinaison résulte graduellement par la suite. Donc, cliniquement, la force appliquée ne sera jamais assez forte pour égaler la contrainte imposée par l'opérateur lorsque celui-ci resserre le montage à  $4,5^\circ$ . À la lueur de ces faits, cette inclinaison ne sera pas discutée à proprement dit.

Premièrement, les fils  $0,018'' \times 0,025''$  soumis à une inclinaison de  $3^\circ$  avec le boîtier Clarity<sup>TM</sup> offrent tous une résistance équivalente au contrôle (Stainless Steel) à l'exception du fil Ultraesthetic<sup>TM</sup> dont la valeur obtenue de 5,06 N est deux fois plus élevée que celle de la plupart des autres fils. Pour le boîtier Invu<sup>TM</sup> et le même calibre de fil, Confidential<sup>TM</sup> possède un meilleur comportement frictionnel par rapport à celui du contrôle Stainless Steel et ce, de façon statistiquement significative. Le fil Spectra<sup>TM</sup> se retrouve également dans le même sous-groupe que Confidential<sup>TM</sup>. Pour leur part, Pearltone<sup>TM</sup> et Remanium<sup>®</sup> sont les moins performants à  $3^\circ$  avec le boîtier Invu<sup>TM</sup>.

Deuxièmement, pour les fils  $0,019'' \times 0,025''$  soumis à une inclinaison de  $3^\circ$  avec le boîtier Clarity<sup>TM</sup>, les fils Stainless Steel, Ultraesthetic<sup>TM</sup> et Spectra<sup>TM</sup> se retrouvent

tous dans le même sous-groupe le plus performant. Les fils Remanium<sup>®</sup>, Confidential<sup>™</sup> et Pearlton<sup>™</sup> font partie du sous-groupe le moins performant et Spectra<sup>™</sup>, Remanium<sup>®</sup> et Confidential<sup>™</sup> se croisent dans un sous-groupe dont les performances sont moyennes. Pour le boîtier Invu<sup>™</sup> et le même calibre de fil, le contrôle Stainless Steel résiste moins à la traction que les cinq autres fils. Cette donnée est statistiquement significative. Les fils Remanium<sup>®</sup>, Ultraesthetic<sup>™</sup> et Confidential<sup>™</sup> sont les moins performants.

En examinant attentivement les images obtenues avec le microscope électronique à balayage, on remarque deux types de dommages infligés aux fils. Le plus évident est le bris, suivi par le décollement de la coloration. Ce phénomène est nommé « délamination » par Nanda (1997). Un autre plus subtil est une déformation plastique de la composante métallique de certains fils. Il est à noter que ces images proviennent des fils soumis aux tests avec une inclinaison de deuxième ordre de 4,5°. À 3°, le décollement était similaire et il était présent dans la très grande majorité des cas, sauf chez quelques échantillons.

Comme nous l'avons déjà mentionné, le boîtier Clarity<sup>™</sup> possède un insert métallique aux arêtes tranchantes (figure 4.1), tandis que la lumière du boîtier Invu<sup>™</sup> est faite d'alumine polycristalline polie (figure 4.2). L'insert métallique égratigne beaucoup plus les revêtements que le boîtier Invu<sup>™</sup>, comme en témoignent les images 5.11 à 5.34; cette observation est autant vraie pour les fils 0,018" x 0,025" que pour les fils 0,019" x 0,025". Le fil Pearlton<sup>™</sup> déroge à cette constatation, puisque la coloration ne se trouve qu'au labial. Cependant, Remanium<sup>®</sup> fait exception à cette règle dans les deux dimensions testées. Sa coloration doit avoir une affinité particulière pour une lumière métallique, car elle est demeurée totalement intacte avec le boîtier Clarity<sup>™</sup>, mais elle s'est faite littéralement raclée par le boîtier Invu<sup>™</sup> (figures 5.15, 5.21, 5.27 et 5.33).

La dureté étant définie comme la résistance d'un matériau à la pénétration de surface (Remise, 2002), il est facilement observable que les différents revêtements

esthétiques ne sont pas suffisamment durs pour supporter des inclinaisons considérables de deuxième et de troisième ordre (Kusy, 2002). Ce phénomène est flagrant sur plusieurs des images obtenues à l'aide du microscope électronique à balayage. Le résultat défavorable qui suit est que le fil restant est plus petit et le contrôle recherché se trouve donc réduit. Comme nous l'avons déjà mentionné, le fil Pearltone<sup>TM</sup> contourne bien ce désavantage grâce à sa coloration strictement labiale.

Un aspect important à ne pas négliger est la localisation du décollement. Puisque le labial se situe à droite sur les images, c'est plutôt l'arête linguo-gingivale ou la partie qui est en contact avec le fond de la lumière du fil qui se trouve abîmée. Par conséquent, les caractéristiques esthétiques demeurent inchangées puisque la partie labiale est la plus visible. Lors de la simulation de la fermeture d'espace sur notre montage, l'inclinaison de deuxième ordre a été donnée dans le sens qui représente la bascule distale de la couronne de la canine. C'est donc le côté gingival du fil qui vient en contact avec le coin du boîtier et qui entre dans la lumière lors de la traction, ce qui explique pourquoi l'arête linguo-gingivale est celle endommagée.

Le deuxième type de dommage impliqué, c'est-à-dire la déformation plastique de la composante métallique de certains fils, n'a été causée que par le boîtier Invu<sup>TM</sup> (figures 5.18 à 5.22 et figures 5.30 à 5.34). Encore une fois, l'arête linguo-gingivale est celle impliquée. Les cinq fils testés sont affectés, mais le contrôle a résisté. Cette dernière observation peut sembler difficile à comprendre. En effet, puisque le fil Stainless Steel est entièrement composé de métal, on est intuitivement porté à croire qu'il devrait être le plus affecté car à une même inclinaison, ce contrôle devrait contacter plus rapidement les rebords du boîtier comparativement aux autres fils qui possèdent une partie métallique plus petite. L'hypothèse la plus plausible vient de la fabrication des fils colorés. Comme le mentionne Husmann et al. (2002), le revêtement n'est pas une modification de surface; c'est plutôt une addition de matériau qui implique le phénomène d'adhésion. Pour que cette dernière s'effectue, il est possible que la dureté du métal se doive d'être préalablement réduite. Cette

théorie expliquerait pourquoi le fil Pearlstone<sup>TM</sup> subit une déformation plastique bien qu'il soit pratiquement identique au fil Stainless Steel.

Une des raisons pourquoi seul le boîtier Invu<sup>TM</sup> est capable de pénétrer la surface métallique des fils s'explique en partie par le module d'élasticité. Le métal est beaucoup plus flexible que l'alumine polycristalline (Articolo et Kusy, 1999). Par conséquent, l'insert du boîtier Clarity<sup>TM</sup> subit une déformation élastique lorsqu'il est soumis à une contrainte et il n'endommage donc pas l'acier inoxydable. Par contre, la lumière du boîtier Invu<sup>TM</sup> ne pouvant pas se déformer, elle s'appuie fermement contre le fil et elle abîme sa surface (Thorstenson et Kusy, 2003). Ce dommage n'est pas une morsure à proprement dit, parce qu'il n'est pas intermittent, mais continu. Il s'agit plutôt d'un écrasement de l'arête linguo-gingivale. Une autre explication provient de la fabrication même du boîtier Invu<sup>TM</sup>. Puisque l'alumine polycristalline est chauffée, liquéfiée et injectée dans un moule, les angles internes de la lumière ne peuvent être aussi définis que ceux d'un boîtier dont la lumière est machinée. C'est pourquoi l'arête linguo-gingivale est écrasée.

Plusieurs hypothèses peuvent être avancées pour tenter d'expliquer le comportement des fils esthétiques. Comme le rapportent plusieurs auteurs, plus un fil est flexible, moins il résiste au glissement en présence d'une inclinaison de deuxième ordre (Frank et Nikolai, 1980; Articolo et Kusy, 1999; Braun, 1999). On pourrait suggérer que la partie métallique des fils recouverts étant réduite, le module d'élasticité se trouve lui aussi diminué et que par conséquent la résistance au glissement devrait être inférieure à celle du contrôle. Ceci est vrai en présence de fils dont les modules d'élasticité sont très différents; par exemple, un fil en nickel-titane résiste beaucoup moins au glissement en configuration active qu'un fil plus rigide comme l'acier inoxydable ou le bêta-Titane (Prososki, 1991; Articolo et Kusy, 1999). Dans notre étude par contre, la diminution des modules d'élasticité est tellement petite qu'elle n'influence pas vraiment la résistance au glissement. En effet, aucune tendance générale n'est ressortie : parfois, le contrôle performe mieux que les autres fils avec

l'une des deux dimensions testées, et si on change de dimension, ses performances seront diminuées par rapport à celles des autres fils.

La portion en configuration active infirme à son tour l'hypothèse de recherche. Cette dernière est donc rejetée. Par conséquent, on peut affirmer que la résistance au glissement, en présence d'une inclinaison de deuxième ordre, varie différemment selon le type de fil esthétique en question. De plus, la procédure expérimentale choisie a créé une situation de bandage évidente à chacun des essais à 3°.

### 6.3 Combinaisons fil / boîtier performantes

À l'aide des tableaux XXV et XXVI, nous pouvons extrapoler des combinaisons fil / boîtier performantes; ces tableaux comparent la résistance au glissement d'un même fil de coupe transversale identique avec l'un et l'autre des boîtiers. En configuration passive, tous les fils 0,019" x 0,025", à l'exception du contrôle, glissent plus facilement avec le boîtier Clarity<sup>TM</sup>. Cette différence statistiquement significative vient corroborer les travaux de Kusy et Whitley (2001) qui concluent que l'insert métallique dans un boîtier en céramique diminue la friction.

Par contre, en configuration active, on se rend vite compte que le boîtier Invu<sup>TM</sup> est nettement supérieur. De fait, seulement le fil Ultraesthetic<sup>TM</sup> de dimension 0,019" x 0,025" offre une meilleure combinaison avec le boîtier Clarity<sup>TM</sup> à une inclinaison de 3°. Toutes les autres combinaisons en configuration active sont soit égales entre les deux boîtiers, soit supérieures avec le boîtier Invu<sup>TM</sup>.

L'explication la plus plausible est le caractère tranchant des arêtes proximales de l'insert métallique de Clarity<sup>TM</sup>, comparativement aux arêtes arrondies et polies de Invu<sup>TM</sup>, comme nous l'avons préalablement expliqué. En effet, Clarity<sup>TM</sup> ayant davantage tendance à indenter et à délaminer les recouvrements, une partie de la force appliquée est dissipée pour briser le lien adhésif entre la coloration et le métal

sous-jacent. Ensuite, une partie des débris ainsi créés s'interposent entre le fil et la lumière et agissent comme des aspérités de surface, ce qui élève inévitablement la friction (Proski, 1991; Rossouw, 2003).

Malheureusement, il n'y a pas de combinaison parfaite entre un fil et un boîtier dans les deux configurations. Cependant, une bonne association parmi les fils 0,018" x 0,025" serait celle entre Spectra™ ou Confidential™ et Invu™. Effectivement, ces fils réagissent très bien avec ce boîtier en configuration prédominante (active) lors d'un traitement orthodontique et ils se retrouvent dans les sous-groupes qui offrent la plus petite résistance au glissement pour les trois inclinaisons testées.

Parmi les fils 0,019" x 0,025", une bonne association serait celle entre Pearlstone™ et Invu™. Effectivement, ce fil réagit très bien avec ce boîtier en configuration active et de façon générale, il se classe très bien dans les sous-groupes homogènes comparativement aux autres fils. Par contre, cette combinaison donne de moins bons résultats qu'avec le contrôle Stainless Steel.

Les résistances au glissement obtenues sont généralement plus faibles avec les fils 0,018" x 0,025" qu'avec leur contrepartie en 0,019" x 0,025". Ces résultats sont en accord avec ceux de plusieurs auteurs (Andreason et Quevedo, 1970; Garner et al., 1986; Drescher et al., 1989; Angolkar et al., 1990). Donc, si on peut se permettre une légère perte de contrôle de la dent en mouvement ou une perte de torque des incisives, les fils 0,018" x 0,025" devraient être privilégiés.

#### 6.4 Signification clinique

Il importe de rappeler que cette étude est faite *in vitro* et qu'elle n'est pas totalement représentative de ce qui se produit *in vivo*. Par exemple, le système de roulement à billes sans friction ne représentent pas correctement les boîtiers adjacents, car les dents possèdent un ligament parodontal qui réagira à la rigidité du fil lors que ce

dernier sera déformé (Braun et al., 1999). De plus, il n'y a pas que l'inclinaison de deuxième ordre qui se produit en fermeture d'espace, mais il y a également des composantes de premier ordre (rotation) (Bourauel et al., 1998) et de troisième ordre (torque) (Tidy, 1989) qui viennent influencer la résistance au glissement.

L'environnement buccal est impossible à simuler. Aucun montage ne peut recréer les phénomènes de mastication, de phonétique et de déglutition qui se produisent des milliers de fois par jour et qui résultent en de minuscules mouvements dentaires (Picton, 1964; Proffit, 2000). Il en est de même lorsque les tissus mous et les aliments contactent les appareils (Braun et al., 1999). Il a été démontré que tous ces phénomènes résultent en 85 % de diminution de la résistance frictionnelle à l'interface fil / boîtier (Liew, 1993).

Les résultats de cette étude ne fournissent donc que des indices face au comportement clinique des fils esthétiques testés. Les informations étant peu nombreuses dans la littérature, l'orthodontiste doit également apprendre de ses propres expériences. Le choix du fil esthétique se fait encore aujourd'hui sur des caractéristiques peu scientifiques et très subjectives, comme la teinte du revêtement. Par exemple, le fil Remanium<sup>®</sup> est tellement blanc qu'il s'avère plus apparent que des fils un peu plus beiges, comme Spectra<sup>™</sup>, Confidential<sup>™</sup> ou Ultraesthetic<sup>™</sup>. Peut-être que dans quelques années, on pourra choisir la teinte du fil selon le même guide utilisé pour les restaurations esthétiques en résine composite.

L'orthodontiste peut maintenant choisir un fil esthétique en se basant principalement sur la résistance au glissement, le contrôle tri-dimensionnel de la position dentaire, la résistance de la coloration en milieu buccal, la teinte du revêtement, le coût, etc. De plus, un simple examen visuel peut aider à contrôler la qualité de fabrication. Certains fils, comme Ultraesthetic<sup>™</sup>, montrent une grande variabilité intra et inter-individuelle de l'épaisseur et de la rugosité de surface.

Il existe également des ligatures en acier inoxydable recouvertes de Teflon<sup>®</sup>. Une étude de DeFranco et al. parue en 1995 démontre que ces ligatures produisent moins de friction que les modules élastomériques et ce, indépendamment du type de boîtier, du type de fil et de l'inclinaison de deuxième ordre. Ces résultats sont en accord avec ceux de Spiller (1993). Ces ligatures viennent donc compléter tout un arsenal esthétique maintenant disponible pour les patients.



## **CHAPITRE 7**

## **CONCLUSIONS**

## 7. CONCLUSIONS

---

1. L'épaisseur du revêtement esthétique influence grandement la force normale appliquée par la ligature.
2. En configuration passive, la résistance au glissement varie différemment selon le type de revêtement en question. Elle peut être plus élevée ou plus basse que la résistance produite par les fils conventionnels en acier inoxydable.
3. Le fil Pearlton<sup>TM</sup> de la compagnie TP Orthodontics, Inc. offre un contrôle tri-dimensionnel inchangé de la position dentaire, car la coloration ne se trouve qu'au labial.
4. Les rugosités de surface du fil Remanium<sup>®</sup> observées sous microscope électronique à balayage corroborent les résultats de résistance au glissement obtenus.
5. En configuration active, la résistance au glissement varie différemment selon le type de fil esthétique en question. Elle peut être plus élevée ou plus basse que la résistance produite par les fils conventionnels en acier inoxydable.
6. En configuration active, le rôle du phénomène de bandage éclipse celui de la friction classique et par le fait même, le rôle de la rugosité de surface.
7. L'insert métallique du boîtier Clarity<sup>TM</sup> délamine davantage les revêtements esthétiques, comparativement au boîtier Invu<sup>TM</sup>.
8. Les différents revêtements esthétiques ne sont pas suffisamment durs pour supporter des inclinaisons considérables de deuxième ordre.
9. Malgré la délamination de l'arête linguo-gingivale, les caractéristiques esthétiques demeurent inchangées puisque la partie labiale est la plus visible.
10. Puisque l'alumine polycristalline possède un module d'élasticité très élevé, la lumière du boîtier Invu<sup>TM</sup> déforme de façon permanente l'arête linguo-gingivale métallique des fils esthétiques.

11. Malgré la réduction de la coupe transversale métallique des fils esthétiques, la diminution du module d'élasticité est trop faible pour influencer à la baisse la résistance au glissement en configuration active.
12. Avec le boîtier Clarity<sup>TM</sup> et les fils 0,018" x 0,025", Spectra<sup>TM</sup> et Confidential<sup>TM</sup> abaissent la résistance au glissement à 0°, mais ils sont comparables au contrôle Stainless Steel à 3°, tout comme Remanium<sup>®</sup> et Pearlton<sup>TM</sup>. Ultraesthetic<sup>TM</sup> augmente la résistance au glissement à ces deux inclinaisons.
13. Avec le boîtier Invu<sup>TM</sup> et les fils 0,018" x 0,025", Spectra<sup>TM</sup>, Confidential<sup>TM</sup>, Pearlton<sup>TM</sup> et Ultraesthetic<sup>TM</sup> se comparent au contrôle à 0°. À 3°, seul Confidential<sup>TM</sup> abaisse la résistance au glissement par rapport au contrôle. Remanium<sup>®</sup> augmente la résistance au glissement à ces deux inclinaisons.
14. Avec le boîtier Clarity<sup>TM</sup> et les fils 0,019" x 0,025", Pearlton<sup>TM</sup> abaisse la résistance au glissement à 0° par rapport au fil Stainless Steel. À 3°, Spectra<sup>TM</sup> et Ultraesthetic<sup>TM</sup> se comparent au contrôle. De façon générale, Remanium<sup>®</sup> augmente la résistance au glissement.
15. Avec le boîtier Invu<sup>TM</sup> et les fils 0,019" x 0,025", Pearlton<sup>TM</sup> se comparent au contrôle à 0°. À 3°, ce contrôle performe mieux que tous les autres fils esthétiques en terme de résistance au glissement. De façon générale, Ultraesthetic<sup>TM</sup> et Remanium<sup>®</sup> augmente la résistance au glissement.
16. Avec les fils 0,018" x 0,025", une combinaison fil / boîtier performante est obtenue avec Spectra<sup>TM</sup> ou Confidential<sup>TM</sup> et Invu<sup>TM</sup>.
17. Avec les fils 0,019" x 0,025", une combinaison fil / boîtier performante est obtenue avec Pearlton<sup>TM</sup> et Invu<sup>TM</sup>.

Finalement, les deux combinaisons performantes ci-haut mentionnées méritent d'être évaluées cliniquement; une telle expérimentation permettrait d'obtenir plus d'informations pertinentes au sujet des fils esthétiques. Le rôle de la salive sur la résistance au glissement des revêtements est inconnu (Nicolls, 1968; Frank et al., 1980; Garner et al., 1986). Si elle agit comme un lubrifiant, peut-être que ces fils deviendront ceux de choix lors des mécaniques de fermeture d'espace.

Par contre, si une attaque acide ou enzymatique (Kusy et Whitley, 1997) se produit ou si le frottement des tissus mous, des aliments et de la brosse à dents a un rôle abrasif et que la coloration disparaît après quelques jours seulement d'utilisation, peut-être que le processus de fabrication de ces fils orthodontiques ne rejoint toujours pas les standards recherchés.

## **CHAPITRE 8**

### **BIBLIOGRAPHIE**

## 8. BIBLIOGRAPHIE

---

1. Andreason GF, Quevedo FR. Evaluation of frictional forces in the 0.022 x 0.028 edgewise bracket in vitro. *J Biomech* 1970; 3: 151-160.
2. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson HG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98: 499-506.
3. Articulo C, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999; 115: 39-51.
4. Blau P. Friction and wear materials. New York: Noyes; 1989. Chap. 2.
5. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod* 1998; 20: 79-92.
6. Brantley WA, Eliades T. *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects*. Thieme Medical Publishers, 2001.
7. Braun S, Bluestein M, Moore BK, Benson G. Friction in perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115: 619-27.
8. Brown ED, Owens OS, Booser ER. Friction of dry surfaces in: Ling FF, Klauss EE, Fein RS, eds. *Boundary lubrication: an appraisal of world literature*. New York: American Society of Mechanical Engineers; 1996. p. 7-18.
9. Brudvik P, Pygh P. Transition and determinants of orthodontic root resorption-repair sequence. *Eur J Orthod* 1995; 17: 177-88.

10. Burstone CJ, Farzin-Nia F. Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *J Clin Orthod* 1995; 34: 453-61.
11. Château M. Orthopédie Dento-Faciale. Vol.1, Éditions CdP, Paris, 1993, p. 346.
12. Cohen B. The rate of tooth movement in response to known applied force system (Master's Thesis). Winnipeg: University of Manitoba, 1987.
13. Daskalogiannakis J, McLachlan KR. Canine retraction with rare earth magnets: an investigation into the validity of the constant force hypothesis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 109: 489-95.
14. Davidovitch, Z. L'orthodontiste et la biologie du déplacement dentaire. Un entretien avec Zeev Davidovitch, traduit par Boris Terk. *Rev Orthop Dento Faciale* 1997; 31: 159-168.
15. DeFranco DJ, Spiller RE, van Fraunhofer JA. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire configurations. *Angle Orthod* 1995; 65(1): 63-74.
16. Dickson JAS, Jones SP, Davies EH. A comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three bracket to wire angulations – an *in vitro* study. *Br J Orthod* 1994; 21: 15-22.
17. Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic bracket and arch wires. *Br J Orthod* 1994; 21: 349-357.
18. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 397-404.
19. El-Khatib H. Évaluation *in vitro* du coefficient de friction statique de fils orthodontiques en nickel-titane et en TMA après implantation ionique à l'azote. Mémoire de maîtrise, Montréal, Université de Montréal, 2001.

20. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and wire. *Am J Orthod* 1980; 78: 593-609.
21. Freudenthaler JW, Tischler GK, Burstone CJ. Bond strength of fiber-reinforced composite bars for orthodontic attachment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120: 648-53.
22. Garner LD, Allai WW, Moore, BK. A comparison of friction forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1986; 90: 199-203.
23. Gianelly AA. Force-induced changes in the vascularity of the periodontal ligament. *Am J Orthod* 1969; 55: 5-11.
24. Gianelly AA, Goldman HM. Tooth movement. In *Biological basis of orthodontics*. Philadelphia: Lea and Febiger; 1971, p.116-204.
25. Gleaser WA. Factors that influence friction. *An engineer's guide to friction* 1970: 2-6.
26. Graber TM, Vanarsdall RL. *Orthodontics: Current Principles and Techniques*, 2<sup>nd</sup> edition, Mosby, St-Louis, 1994.
27. Graber TM, Vanarsdall, RL. *Orthodontics: Current Principles and Techniques*, 3<sup>rd</sup> edition, Mosby, St-Louis, 2000.
28. Gratton F. Étude comparative de la résistance au glissement de différents boîtiers orthodontiques selon l'inclinaison de deuxième ordre. *Mémoire de maîtrise*, Montréal, Université de Montréal, 2004.
29. Greenberg AR, Kusy RP. A survey of specialty coatings for orthodontic wires. *J Dent Res* 1979; 58: A23.



30. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003; 123:416-22.
31. Hanson H. Threshold force selection. In *Speed User's guide* 1997: p 9. 1-2.
32. Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tacy RJ. Optimal force, differential force and anchorage. *Am J Orthod* 1969; 55: 437-57.
33. Husmann P, Bourauel C, Wessinger M, Jäger A. The frictional behavior of coated guiding archwires. *J Orofac Orthop* 2002; 63: 199-211.
34. IARC. International Agency for Research on Cancer. IARC Monographs on the Evaluation of Carcinogenic Risks to Humans. Re-evaluation of Some Organic Chemicals, Hydrazine, and Hydrogen Peroxide. Vol. 71. 1589 pp. Lyon, France: IARC, 1999.
35. Imai T, Watari F, Yamagata S, Kobayashi M, Nagayama K, Toyoizumi Y, Nakamura S. Mechanical properties and aesthetics of FRP orthodontic wire fabricated by hot drawing. *Biomaterials* 1998; 19: 2195-2200.
36. Imai T, Watari F, Yamagata S, Kobayashi M, Nagayama K, Nakamura S. Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999; 116: 533-538.
37. Isawaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2000; 117: 175-83.
38. Kang B, Baek S, Mah J, Yang W. Three-dimensional relationship between the critical contac angle and the torque angle. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003; 123: 64-73.

39. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96: 100-109.
40. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *Angle Orthod* 2000; 70: 366-76.
41. Kusy RP. Taking the chatter out of sliding mechanics-addressing the vibration issue. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002; 122: 124.
42. Kusy RP, Tobin EJ, Whitley JQ, Sioshansi P. Frictional coefficients on ion-implanted alumina against ion-implanted beta-titanium in the low load, low velocity, single pass regime. *Dent Mater* 1992; 8: 167-72.
43. Kusy RP, Whitley JQ. Effect of surface roughness on frictional coefficients of arch wires. *J Dent Res* 1988; 67: A1986.
44. Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots: the dry state. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98: 300-12.
45. Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Sem Orthod* 1997; 3: 166-177.
46. Kusy RP, Whitley JQ. Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and brackets slot via the critical contact angle for binding. *Angle Orthod* 1999; 69: 71-80.
47. Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. *Angle Orthod* 2001; 71: 364-74.

48. Kusy RP, Whitley JQ, Ambrose WW, Newman JG. Evaluation of titanium bracket for orthodontic treatment: Part I. The passive configuration. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1998; 114: 558-72.
49. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparaison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod* 1991; 61: 293-302.
50. Liew CF. The effect of repeated displacement on sliding friction between orthodontic bracket and archwire [unpublished thesis]. University of Queensland, Faculty of Dentistry, 1993.
51. Marcincin M, Wolsky S, Gunn S. A comparison of Teflon coated and uncoated orthodontic wires. *J Dent Res* 1991; 70: A1733.
52. McLaughlin RP, Bennett JC. Finishing with the preadjusted orthodontic appliance. *Sem Orthod* 2003; 9: 165-183.
53. Mendes K, Rossouw PE. Friction: Validation of manufacturer's claim. *Sem Orthod* 2003; 9: 236-250.
54. Menne T. Quantitative aspects of nickel dermatitis. Sensitization and eliciting threshold concentrations. *Sci of the Total Environment* 1994; 148: 275-81.
55. Menne T, Nielson NH. Nickel sensitization and ear piercing in an unselected Danish population: Glostrup allergy study. *Contact Dermatitis* 1993; 29: 16-21.
56. Nanda R. Biomechanics in clinical orthodontics. Saunders, Philadelphia, Pennsylvania. 1997: 332 p.
57. Neumann P, Bourauel C, Jäger A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. *J Mater Sci: Mater Medicine* 2002; 13: 141-47.

58. Nicolls J. Frictional forces in fixed orthodontic appliances. *Dent Prac* 1968; 18: 362-366.
59. Nikolai RJ. On the application of engineering mechanics to the force and structural analyses of orthodontic appliances. *Am J Orthod* 1985; 87: 253-5.
60. Nikolai RJ. Orthodontic Wire: A continuing evolution. *Sem Orthod* 1997; 3: 157-165.
61. NTP. National Toxicology Program. Technical Report Series No. 450. Toxicology and Carcinogenesis Studies of Tetrafluoroethylene (CAS No. 116-14-3) in F344/N Rats and B6C3F1 Mice (Inhalation Studies). NIH Publication No. 97-3366. 115 pp. National Toxicology Program, Research Triangle Park, NC, 1997.
62. Palmer F. Friction. *Sci Am* 1951; 184: 54-60.
63. Picton DCA. Some implications of normal tooth mobility during mastication. *Arch Oral Biol* 1964; 9: 565-73.
64. Proffit WR. Contemporary Orthodontics, 3<sup>rd</sup> edition, Mosby, Saint Louis, Missouri, 2000.
65. Proski RR, Bagby MD, Erickson LC. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 100: 341-348.
66. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod* 1985; 88: 252-60.
67. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod* 1957; 43: 32-45.

68. Remise CH. L'arc segmenté de Charles J Burstone. Notes de cours : Biomécanique dentaire I et II. Section d'orthodontie, Faculté de médecine dentaire, Université de Montréal, 2002.
69. Ren Y, Maltha JC, Van 't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2004; 125: 71-7.
70. Roberts WE, Ferguson DJ. Cell kinetics of the periodontal ligament. In Norton LA, Burstone CJ (editors): *The biology of orthodontic tooth movement*, Boca Raton, Fla, CRC Press, 1989.
71. Rossouw EP, Kamelchuk LS, Kusy RP. A fundamental review of variables associated with low velocity frictional dynamics. *Sem Orthod* 2003; 9: 223-235.
72. Salzmann JA. *Orthodontics in Daily Practice*. Philadelphia: Lippincott, 1974.
73. Schaus JG, Nikolai RJ. Localized, transverse, flexural stiffness of continuous arch wires. *Am J Orthod* 1986; 89: 407-414.
74. Serway RA. *Lois du mouvement*. In *Physique I. Mécanique*. 1992.
75. Smith JR. Mechanical and clinical properties of new orthodontic alloys. *J Balt Coll Dent Surg* 1980; 34: 1-3.
76. Spiller RE, Waters NE, Birnie DJ, Pethybrige RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod* 1993; 15: 377-385.

77. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Austr J Dent* 1952; 56: 11-8.
78. Swartz CE, Miner T. Friction. *Teaching Introductory Physics: a Sourcebook* 1996 : 87-100.
79. Talass MF. Optiflex archwire treatment of a skeletal class III open bite. *J Clin Orthod* 1992; 26: 245-52.
80. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996; 66: 215-22.
81. Thorstenson GA, Kusy RP. Influence of Stainless Steel Inserts on the resistance to sliding of esthetic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod* 2003; 73: 167–175.
82. Thorstenson GA, Kusy RP. Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod* 2003; 73: 418-30.
83. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96: 249-254.
84. Wanono J. Dégradation de force des chaînettes élastomériques orthodontiques et effet du pré-étirement : une étude in vitro. *Mémoire de maîtrise, Montréal, Université de Montréal, 2003.*
85. Willems G, Clocheret K, Celis JP, Verbeke G, Chatzicharalampous E, Carels C. Frictional behavior of stainless steel bracket-wire combinations subjected to small oscillating displacements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120: 371-7.